

**DIE MESSUNG DER
BLUTSTRÖMUNGSGESCHWINDIGKEIT
IN DER ARTERIA CAROTIS, VENA JUGULARIS
UND DER ARTERIA OPHTHALMICA
MIT DEM RICHTUNGSANZEIGENDEN
ULTRASCHALL-STRÖMUNGSMESSER**

Dietmar Doschek

1974



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41556029_0053

Aus der Neurologischen Klinik der Universität
München (Direktor: Prof. Dr. A. SCHRADER)

DIE MESSUNG DER BLUTSTRÖMUNGSGESCHWINDIGKEIT
IN DER ARTERIA CAROTIS, VENA JUGULARIS UND
DER ARTERIA OPHTHALMICA MIT DEM RICHTUNGS-
ANZEIGENDEN ULTRASCHALL-STRÖMUNGSMESSER

I n a u g u r a l - d i s s e r t a t i o n

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfaßt und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität
zu München
vorgelegt von

Dietmar Doschek
aus Kaufbeuren

1973

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Dekan: Prof.Dr.W.Span

Referent: Prof.Dr.J.Kugler

Korreferent: Prof.Dr.A.Schrader

Tag der Promotion: 21.5.1974



Meinen Eltern
in Dankbarkeit

I N H A L T S V E R Z E I C H N I S

I. PROBLEMSTELLUNG	5
1. Zur Theorie der Flüssigkeitsströmung	5
2. Geschwindigkeitsprofile	7
II. METHODE	11
1. Ultraschallmethoden und ihre Entwicklung	13
2. Angewandte Methode	19
III. MATERIAL	21
IV. ERGEBNISSE	23
1. Wertetabellen	23
2. Beziehung zum Alter, Blutdruck und Puls	26
3. Symmetrieverhalten der Werte	28
4. Pathologische Fälle	29
5. Bildervergleiche	32
6. Symmetrieverhalten der Bilder	38
7. Vergleich zwischen Wert und Bild	40
V. DISKUSSION	42
VI. ZUSAMMENFASSUNG	51
ANHANG	53

I. P R O B L E M S T E L L U N G

Schon von frühesten Zeiten an hat die Funktion des Blutkreislaufes die Neugierde des Menschen erregt. Gemäß *G a l e n* lief das Blut auf und ab. Der "spiritus animalis" war dabei reichlich in den Venen, der "spiritus vitalis" in den Arterien vorhanden. Diese Vorstellungen waren über Jahrhunderte hin anerkannt bis zu den Erklärungen von *William H a r v e y* im Jahre 1628. Erst zu Beginn dieses Jahrhunderts wurden quantitative Methoden zum Studium der Blutströmung gefunden. Mit dem heutigen schnellen Fortschritt der Chirurgie und dem Einführen von neuen und wirksamen Mitteln wird es enorm wichtig, den gesamten und regionalen Blutstrom messen zu können, nicht nur in Tierexperimenten, sondern auch beim Menschen(2). Mit der Messung einer dieser Größen soll sich diese Arbeit beschäftigen, nämlich der Blutströmungsgeschwindigkeit.

Zur Theorie der Flüssigkeitsströmung

Die Grundgleichungen der Hydrodynamik der reibungslosen Flüssigkeiten, die von *E u l e r* aufgestellt worden sind, enthalten klar alle Beziehungen, nach denen eine Druckdifferenz zwischen zwei Punkten des von der Flüssigkeit durchströmten Raumes zustandekommt. Der Druckdifferenz, welche die bewegende Kraft darstellt, kann bei der reibungslosen Strömung nur durch Trägheitskräfte das Gleichgewicht gehalten werden. Oder anders ausgedrückt, wenn Beschleunigung der Masseteilchen vorhanden ist, muß die entsprechend gerichtete Kraft der Druckdifferenz wirken. Die Geschwindigkeiten, die bei dieser Behandlung vorkommen, sind als die Mittelwerte der Geschwindigkeit innerhalb eines Querschnittes anzusehen: $v = \frac{\dot{V}}{Q}$. Die Änderung des Querschnittes bedingt Änderungen der Geschwindigkeit in der Richtung des Rohres.

Die Änderung der Richtung des Rohres ruft Druckdifferenzen senkrecht gegen die Richtung des Rohres hervor. Die Druckdifferenz, die durch zeitliche Änderung der Stromstärke hervorgerufen wird, ergibt sich zu $p_2 - p_1 = \frac{dL}{dt} \int_0^l \frac{dx}{a}$ (7). Strömt die Flüssigkeit mit Reibung, so gilt allgemein die Beziehung: $i = \frac{p_1 - p_2}{W}$, wobei W den Strömungswiderstand darstellt. Ist das Geschwindigkeitsprofil eine Parabel, so gilt nach P o i s e u i l l e $W = \frac{8L\eta}{\pi \cdot r^4}$ (14). Im Bereich der Gültigkeit dieses Gesetzes ist der Widerstand unabhängig von der Strömungsgeschwindigkeit, und die Stromstärke ist daher dem Druckgefälle proportional (14). Die Reibung wächst ebenso wie der Trägheitswiderstand mit der Länge und nimmt ab mit dem Querschnitt der zwischen den Mündungen befindlichen Flüssigkeitssäule. Die innere Reibung ist nach einer von N e w t o n stammenden Gleichung definiert als $K = \eta \cdot F \cdot \frac{dv}{dy}$, wobei K die Kraft ist, die das Vorbeigleiten entgegen der Reibungskraft bewirkt. dv=Geschwindigkeit der Schichten, dy=Abstand der Schichten, η =Koeffizient der Viskosität und F=Fläche der sich berührenden Schichten (24).

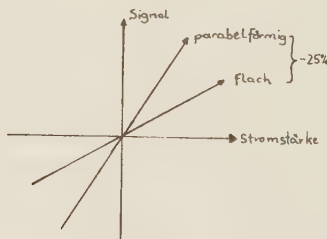
Die Betrachtungen werden wesentlich komplizierter, wenn man berücksichtigt, daß in den Arterien des Körper- und Lungengefäßsystems eine pulsierende Strömung mit pulsierendem Druckgefälle herrscht, und die Arterienwände nicht starr, sondern elastisch sind. Druckänderungen und Flüssigkeitsverschiebungen pflanzen sich hier wellenförmig mit bestimmter Geschwindigkeit als "Pulswellen" fort. Da die Schlauchwand elastisch ist, wird zunächst nur die im Anfangsteil des Schlauches befindliche Flüssigkeit beschleunigt, der Druck steigt hier (im Vergleich zum starren Rohr nur wenig) an und bewirkt damit eine lokale Erweiterung des Schlauches, wodurch es zu einer lokalen Speicherung von Flüssigkeit kommt. Sodann zieht sich die gespannte Wand elastisch zusammen (Entspeicherung) und treibt die Flüssigkeit zum nächsten Schlauchsegment, das nun seinerseits eine Erweiterung und Druckzunahme erfährt. Dieser Vorgang setzt sich in derselben Weise über den ganzen Schlauch hin fort. Tatsächlich laufen die hier in groben Schritten beschriebenen Ereignisse kontinuierlich als eine durch den Schlauch sich fortpflanzende Pulselle ab.

Die lokal gespeicherte und die lokal weiterbewegte Flüssigkeitsmenge sind jeweils gleich groß. An jedem Ort, den die Welle passiert, sind also drei zusammengehörige Phänomene zu beobachten: eine Flüssigkeitsströmung (Strompuls), eine Druckerhöhung (Druckpuls) und eine Querschnittserweiterung (Querschnitts- oder Volumpuls). Die Wellenfortpflanzung ist dadurch möglich, daß sich die in der gespannten Wand eines Schlauchsegments enthaltene potentielle Energie in kinetische Energie der bewegten Flüssigkeit des nächsten Segments und die kinetische Energie eines Segments sich in potentielle Energie des nächsten Segments umsetzt, woraus ersichtlich wird, daß die potentielle und die kinetische Energie einer sich ungehindert fortpflanzenden Welle gleich groß sind (Bernoullie). Die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Welle ist dabei nicht identisch mit der Strömungsgeschwindigkeit der Flüssigkeit. Die Abhängigkeit der Wellengeschwindigkeit vom Volumelastizitätsmodul und der Massendichte der Flüssigkeit in einfacher Beziehung beschreibt die Gleichung $c = \sqrt{\frac{\kappa}{\rho}}$ (14). Tatsächlich ist sie aber noch von vielen Parametern abhängig wie zum Beispiel vom Wellenwiderstand, Elastizitätsmodul, Reflexionsverhalten, Wellendämpfung durch innere Wand- und innere Flüssigkeitsreibung und Wanddicke. Im allgemeinen ist die Pulswellengeschwindigkeit hauptsächlich vom Ort der Messung, vom Blutdruck (linear steigend) und vom Alter (steigend) abhängig (24).

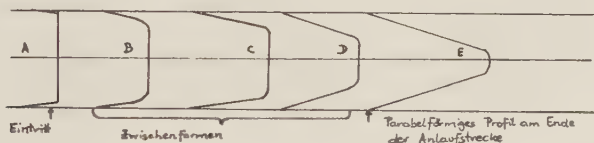
Geschwindigkeitsprofile

Unter Geschwindigkeitsprofil versteht man nur die Verteilung der zur Achse parallelen Geschwindigkeitskomponenten (24). Ein parabelförmiges Profil bei stationärer Strömung, gemäß dem Hagen - Poiseuilleschen Gesetz, ist eines der möglichen Extreme von Bedeutung (6). Bei diesen Strömungen haftet die äußerste Flüssigkeitsschicht an der Rohrwand, hier ist die Geschwindigkeit $v=0$. Mit dem Abstand von der Rohrwand nimmt die Strömungsgeschwindigkeit quadratisch zu und ist im Achsenfaden am größten.

Bei einer Poiseuille-Strömung ist das Flüssigkeitsvolumen, das in der Sekunde durch den Querschnitt tritt (Durchflußmenge Q), direkt proportional der Differenz des hydrostatischen Druckes p über die Länge des Rohres mal einer Konstanten λ . $Q = \lambda \cdot P$ (Hagen-Poiseuille). Dabei ist λ vom Querschnitt und der Länge des Rohres l , sowie von der Viskosität η der Flüssigkeit abhängig $\lambda = \frac{\pi \cdot r^4}{8 \eta l}$ (15). Die über den gesamten Querschnitt gemittelte Geschwindigkeit v_Q ist halb so groß wie die Achsengeschwindigkeit. Diejenige zirkuläre Flüssigkeitsschicht, die sich im Abstand $r_1/\sqrt{2} = 0,71 \cdot r_1$ von der Achse (r_1 = Innenradius des Rohres) befindet, hat gerade eine Geschwindigkeit der Größe v_Q . Die Stromstärke i ist der Geschwindigkeit v_Q proportional $i = Q \cdot v_Q$. Das entgegengesetzte Extrem ist ein vollkommen flaches Profil, das durch eine Gerade dargestellt wird. Die außerhalb von $r_1/\sqrt{2}$ befindlichen Schichten müssen sich jetzt schneller, die weiter innen befindlichen langsamer bewegen als bei parabelförmigem Profil. Die Achsengeschwindigkeit besitzt nur die Hälfte, die über den Durchmesser gemittelte Geschwindigkeit nur $3/4$ des Wertes, den sie bei parabelförmigem Profil hat. Bei derselben Änderung des Profiles muß ein Strömungsmesser, der die über den Radius oder Durchmesser gemittelte Geschwindigkeit anzeigt z. B. ein Ultraschall-Strömungsmesser, 25 % seiner Stromstärkeempfindlichkeit verlieren. Der Einfluß des parabelförmigen Strömungsprofiles auf die Stromstärkeeichung ist für die Ultraschallmethode jedoch noch nicht ganz geklärt.



Eine Abflachung des Geschwindigkeitsprofils kann aus mehreren Gründen erfolgen. Am bekanntesten ist die Turbulenz. Das als Extrem vorausgesetzte, völlig flache Profil wird jedoch nie erreicht. Ferner erfolgt Abflachung bei Eintritt von Flüssigkeit aus einem weiten Behälter in ein wesentlich engeres Rohr. Ist im Rohr der kritische Wert der Reynold'schen Zahl nicht erreicht, liegen also die Bedingungen für laminare Strömung vor, so kann sich erst in einer Entfernung vom Einlaß, die als Anlaufstrecke bezeichnet wird, ein parabelförmiges Profil ausbilden. Unter diesen Voraussetzungen wird die Anlaufstrecke (l_a) angegeben als $l_a = k \cdot r_1 \cdot R_e$ ($k=0,11 \dots 0,13$). Die Strömungsformen innerhalb der Anlaufstrecke dürfen nicht mit Turbulenz verwechselt werden, sondern stellen besondere Profile dar (6).



Turbulente Strömung entsteht aus der laminaren dadurch, daß mit wachsender Reynold'scher Zahl ($R_e = 2r \cdot v \cdot \frac{\rho}{\eta}$) immer mehr Flüssigkeitsteilchen zwischen aneinander vorbeibewegten Schichten ausgetauscht werden, bis eine wirbelige Vermischung zustande kommt (24). Sie führt unter allen Umständen zu einem Druckverlust, da ihre Energie im weiteren Verlauf des Rohres durch Reibung zerstreut wird. Die Wirbel rufen periodisch wechselnde Druckveränderungen hervor, die als Strömungsgeräusche gehört und von guten Instrumenten registriert werden. Im allgemeinen ist die Wirbelbildung umso stärker, je größer die Strömungsgeschwindigkeit ist (7). Die Störung klingt zwar längs der sog. "Beruhigungsstrecke" wieder ab, jedoch wächst die erforderliche Strecke mit R_e (15). Bei Turbulenz sind in allen Teilen der strömenden Flüssigkeit Wirbel vorhanden und der Widerstand W ist dann größer als er sich nach der Poiseuille'schen Gleichung errechnet; er nimmt außerdem mit steigender Strömungsgeschwindigkeit zu, sodaß bei Turbulenz keine Proportionalität zwischen Stromstärke und Druckgefälle besteht (14).

Besonders wichtige Ursache einer Abflachung des Geschwindigkeitsprofils sind die Pulsationen der Strömung, die in Arterien und herznahen Venen auftreten.

Je näher eine Schicht der Achse liegt, desto weniger wird sie der dämpfenden Wirkung unterliegen und desto freier wird sie schwingen können. Schon aus dieser qualitativen Vorstellung dürfte ersichtlich sein, daß das Geschwindigkeitsprofil vom Innenradius des Rohres, der Schwingungsfrequenz sowie von der Massendichte und Viskosität der Flüssigkeit abhängen muß. Parameter für die pulsierende Strömung ist $\alpha_w = \sqrt{2\pi \cdot f \cdot \frac{r}{2}}$ (Witzig, Womersly). Allgemein zeigen die achsennahen Schichten eine Phasennacheilung gegenüber den Randschichten. f ist die Frequenz (Hz) der als sinusförmig gedachten Oszillationen. Sind die Pulsationen nicht sinusförmig, so können sie durch harmonische Analyse in die Fourier-Reihe von Sinusschwingungen ("Harmonischen") zerlegt werden, deren Frequenzen sich wie 1:2:3:4... verhalten. Jede Harmonische der Strömung steht in Beziehung zur entsprechenden Harmonischen des Druckgradienten gemäß dem α_w -Wert. Herrscht im Rohr eine stationäre Strömung mit aufgesetzten Strömungspulsationen, so ist die Gesamtströmung als Summe aus der stationären und der pulsatorischen Strömung aufzufassen; der stationäre Anteil der Strömung steht dann zum stationären Anteil des Druckgradienten und die Harmonischen der pulsatorischen Strömung stehen zu den zugehörigen Harmonischen des Druckgradienten in Beziehung. Die Anwendung der oszillatorischen Theorie der Strömung setzt voraus, daß eine Serie von genau gleichartigen periodischen Ereignissen vorhanden ist, was man als "eingeschwungenen Zustand" bezeichnet. Theoretisch muß die Serie unendlich lang sein; praktisch muß man nur fordern, daß in einer Serie von nicht streng periodischen Ereignissen (im Kreislauf: Pulse) wenigstens ein Ereignis verfügbar ist, für das die Werte von Druck und Strömung am Beginn möglichst genau gleich denjenigen am Ende der betreffenden Periode sind. Als Grundfrequenz der Fourier-Reihe ist im Kreislauf der reziproke Wert der Pulsdauer zu wählen.

Bei der niedrigsten Frequenz bildet sich im Geschwindigkeitsmaximum ein der Parabel nahekommendes Profil aus. Je höher die Frequenz wird, desto kleiner werden bei gleichbleibender Amplitude des Druckgradienten die Geschwindigkeitsamplituden, und desto flacher werden die Profile. Im Beispiel mit der höchsten Frequenz schwingt eine zentrale Flüssigkeitssäule, deren Durchmesser etwa 70 - 80 % des Rohrdurchmessers beträgt, fast einheitlich wie ein kompakter Körper. Auch hier ist noch eine Phasennacheilung gegenüber den Randschichten erkennbar (6).

II. M E T H O D E

Verschiedene Meßverfahren für die Blutströmungsgeschwindigkeit

Bei der Messung der Blutströmungsgeschwindigkeit unterscheiden wir zwei Verfahren: das direkte und das indirekte. Unter direkten Verfahren versteht man diejenige, deren Meßgeber sich am Ort der Strömungsmessung befindet und bei denen das Strömungssignal in unmittelbarem physikalischen Zusammenhang zur Strömung steht, während bei indirekten Verfahren eine Messung durch mittelbare und meist auch räumlich entfernte Wirkung der Strömung zustande kommt.

Direkte Methoden:

- 1) Hydrodynamische Methoden, deren Funktionen auf Massenträgheit und Reibung der Flüssigkeit beruhen wie
 - a) Venturi-Röhre
 - b) Pitot-Messer
 - c) Orificemeter
 - d) Druckgradienten-Katheterverfahren
 - e) Stromborste
 - f) Strompendel
 - g) Rotameter
 - h) Turbinometer

- 2) Verwendung von Marken, die mit dem Blutstrom im Blutgefäß selbst wandern, wie
 - a) injizierte Farbstoffe
 - b) injizierte Gasblasen
 - c) injizierte Röntgenkontrastmittel und
 - d) Blutkörperchen selbst; Weg-Zeit-Bestimmung durch Schnellkinematographie, Serienaufnahmen mit Röntgenkamera und anderen Mitteln. Mit solchen Methoden ermittelten Krayenbühl und Richter (1952): "die Gesamtdauer des cerebralen Blutkreislaufes bis zum Verschwinden des Röntgenkontrastmittels aus den Venen beträgt 12 Sekunden". Eine Zeit von 8 Sekunden fanden Schurr und Wickbom (1952). Andere Messungen, ausgehend von einem späteren Füllungsmoment, ergaben für die "Circulationstime" 3,5 - 4,5 sec. (10).
- 3) Venenverschluß-Plethysmographie
- 4) Ludwigsche Stromuhr
- 5) Thermische Methoden wie
 - a) Hitzdraht
 - b) Thermostromuhr
 - c) geheizte Thermoelemente
 - d) geheizte Thermistoren
 - e) Messung der Wärmedurchgangszahl
- 6) Elektromagnetische Methoden

Diese Methode gestattet auf Grund der Induktionsgesetze am uneröffneten Gefäß die Blutströmungsgeschwindigkeit fortlaufend zu registrieren, wobei die Empfindlichkeitskurve streng linear verläuft, und die zeitlichen Einzelheiten des Strömungsablaufes unverzerrt wiedergegeben werden (22). Es wird senkrecht zur Strömungsrichtung und zu den Kraftlinien eine elektrische Spannung induziert, die proportional der Strömungsgeschwindigkeit, dem inneren Rohrdurchmesser und der magnetischen Kraftflußdichte ist (6).
- 7) Ultraschallmethoden
- 8) Benutzung der magnetischen Kernresonanz der Protonen des Wassers (noch im Entwicklungsstadium)
- 9) Verschiedene Methoden wie
 - a) elektrische Impedanz-Plethysmographie
 - b) Änderung der elektrolytischen Polarisation an Elektrodenoberflächen.

Indirekte Methoden:

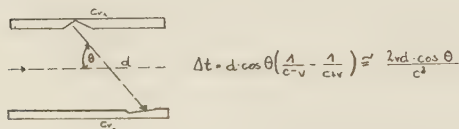
- 1) Verdünnungsverfahren
- 2) Gasaustauschverfahren, bes. nach dem Fickschen Prinzip
- 3) Methoden zur Schlagvolumenbestimmung
 - a) aus hämodynamischen Größen
 - b) aus dem Ballistokardiogramm

Ein Teil der Verfahren liefert eine Anzeige der Blutgeschwindigkeit z.B. an einem Punkt des Querschnittes (1 b,d,f, 2, 5 c,d), einen Mittelwert der Geschwindigkeit über dem Durchmesser (7) oder einen Mittelwert der Geschwindigkeit über dem Querschnitt (1 a,c,g,h, 2, bes. 6).

Ultraschallmethoden und ihre Entwicklung

Die Schallgeschwindigkeit im Blut beträgt etwa 1500 m/sec, so daß für 1 cm eine Laufzeit von nahezu 7 μ sec benötigt wird. Die Laufzeit verlängert sich, wenn das Blut entgegen der Fortpflanzungsrichtung des Schalles strömt und verkürzt sich bei übereinstimmenden Richtungen. Im ersten Fall läuft der Schall stromaufwärts, und die zwischen zwei feststehenden Punkten gemessene Schallgeschwindigkeit ist $(c-v)$; wenn der Schall stromabwärts läuft, ist sie $(c+v)$. Hier ist c die Schallgeschwindigkeit im ruhenden Blut und v die Blutgeschwindigkeit. Durch eine Strömungsgeschwindigkeit von 1 cm/sec wird die Laufzeit je 1 cm Strecke um ungefähr $\pm 5 \cdot 10^{-11}$ sec verändert, was etwa 0,001% (!) ausmacht. Man könnte diesen Unterschied für praktisch unmeßbar klein halten. Die Realisierung dieses fast ans Unmögliche Grenzendes verdient höchste Bewunderung. Im wesentlichen gelangten zwei Arten von Messungen der Laufzeitdifferenz zur Entwicklung, das Phasendifferenzverfahren mit kontinuierlicher Aussendung sinusförmigen Ultraschalls und fortlaufender Bestimmung der Phasendifferenz zwischen Sende- und Empfangsort einerseits und das Impulsverfahren andererseits. Haugen und Mitarbeiter und Herrick und Anderson benutzten das Phasenverfahren, konnten jedoch kein befriedigendes Ergebnis erzielen (11).

Franklin, Rushmer und Mitarbeiter brachten das Impulsverfahren auf eine beachtliche Entwicklungsstufe. Prinzip: Die Fortpflanzung von hochfrequenten akustischen Wellen durch das Blut geschieht in der Art, daß eine effektive Fortpflanzungsachse diagonal gegen die Achse des Blutstroms entsteht. Die Fortpflanzungsgeschwindigkeit des Schalles entlang der Achse wird verändert durch die Geschwindigkeit der Flüssigkeit (25).



Wenn einer der beiden piezoelektrischen Kristalle (cr) einen Schallstoß aussendet, wird ihn der andere Kristall nach der Laufzeit entlang der schrägen ("diagonalen") Linie d empfangen, die mit der Rohrachse den Winkel θ bildet. Zur Messung an Blutgefäßen werden zwei Halbröhren aus Plastik, welche die beiden Bariumtitanat-Kristalle enthalten, um das Blutgefäß gelegt und aneinandergesetzt. Der Schall muß nicht nur das Blut, sondern jeweils zweimal auch die Gefäßwand durchlaufen, was keine Störungen verursacht. Der jeweils als Sender (transmitter) arbeitende Kristall schickt kurze abklingende Ultraschallstöße von 3 MHz in einer Folgefrequenz von 12000/sec aus, die jeweils etwa 15 μ sec später (entsprechend $d \approx 2,3$ cm) vom Empfängerkristall (receiver) aufgenommen und gemeldet werden. Nach 1/800 sec., d.h. nach einer Serie von Schallstößen werden durch einen mechanischen Umschalter die Funktionen der beiden Kristalle vertauscht, sodaß in den 1/800 sec jeweils mehrmals stromauf- und stromabwärts gemessen wird. Zur Messung der Laufzeitdifferenz Δt wird bei jedem Beginn eines Senderimpulses durch eine Schaltung eine außerordentlich steil und streng linear ansteigende Spannung (ramp voltage) von 40 V/ μ sec ($4 \cdot 10^7$ V/sec) geliefert, die, sobald der Empfängerkristall eine Schallerregung meldet, angehalten wird. Die jeweils erreichte Höhe der Rampenspannung ist ein Maß für Δt und damit für v.

Von Zarnstorf und Castillo wurde das Ultraschall-Phasendifferenzprinzip inzwischen zu einer offenbar verwendungsreifen Methode entwickelt. Der Doppler Effekt ist aber an sich meßtechnisch viel günstiger, da er Frequenzänderungen liefert, die proportional zu v/c und nicht zu v/c^2 sind (6).

Unter dem Doppler-Effekt versteht man die von Doppler 1842 vorhergesagte Beeinflussung der Frequenz von Schall und Licht durch eine Relativbewegung von Quelle und Beobachter. Der akustische Doppler-Effekt wurde zuerst von Buys-Ballot 1845 durch Versuche im fahrenden Eisenbahnzug nachgewiesen. Er macht sich bemerkbar durch eine Tonerhöhung bei Abnahme, eine Tonerniedrigung bei Zunahme des Abstandes Schallquelle-Beobachter (22). Die Anwendung des Doppler-Effektes in der Medizin erfolgte erstmals im Jahre 1957 durch S. Satomura zur Untersuchung von Herzbewegungen. Zunächst gestattete es die Vergrößerung der Empfindlichkeit die Geschwindigkeit von Stoffen mit schwachem Ultraschallreflexionskoeffizienten (wie etwa Blut) zu untersuchen und bei der Anwendung am Menschen sogar transkutane Sonden zu benutzen. Koppelt man den Dopplerempfänger mit einem Frequenzmesser, so kann man ein elektrisches Signal registrieren, das der Geschwindigkeit der reflektierenden Elemente proportional ist. Die größte Schwierigkeit bestand darin, ein richtungsempfindliches Gerät zu bauen, d.h. ein solches, das nicht nur die Größe, sondern auch die Richtung anzeigt, in der sich die reflektierenden Teilchen bewegen. In den Jahren 1967-1969 wurde das Problem durch die Arbeiten verschiedener amerikanischer und französischer Forscher gelöst (16,21).

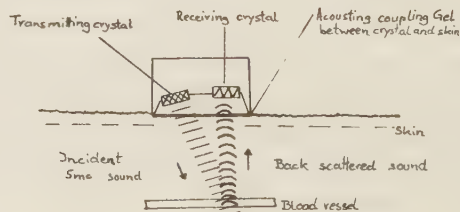
Die ersten Geräte waren extrem einfach, hatten aber zwei wesentliche Nachteile; beide waren der technisch angewandten Demodulation und nicht dem Doppler-Prinzip als solches zuzuschreiben. Der größte Nachteil war, daß es, da das Signal mit sich selber überlagert ist, unmöglich war, die Richtung des Stromes zu kennen. Der andere Nachteil war, daß die Frequenzantwort abhängig ist von der Größe der Strömungsgeschwindigkeit und für kleine Strömungen (0-2cm/sec) ist sie mehr als schwach.

Das Erkennen der Strömungsrichtung wurde durch zusätzliches Einführen eines "crystal of discriminator" möglich gemacht, der die Doppler-Frequenz direkt demoduliert. Das Sendesignal des "discriminator" besteht aus einer Serie von rechtwinkligen Pulsen mit Amplituden proportional der Strömungsgeschwindigkeit und Polarität proportional der Strömungsrichtung. Ein synchroner Detector wird angewendet, um diesen Puls in ein analoges Signal zu demodulieren (die Pulse überschneiden sich nicht mit dem normal gesendeten Signal). Diese ersten Doppler-Strömungsmesser waren besonders geeignet für die "chronic implantation", in akuten Situationen dagegen waren sie elektromagnetischen Methoden unterlegen; dies durch den ungenügenden Kontakt zwischen Gefäßwand und den piezoelektrischen Kristallen. Durch Zwischenschaltung von Agar-Agar konnte der Kontakt verbessert werden, dennoch wurden nur verzerrte Stromsignale registriert. 1963 demonstrierten Watson und Rushmer, daß durch pulsierenden Ultraschall der Blutstrom durch die unverletzte menschliche Haut registriert werden kann. Seit dieser Zeit wurde an der Entwicklung eines transcutanen Doppler-Strömungsmessers gearbeitet (2).

Prinzip und Vorteile der Doppler-Technik in der Medizin

A.: Prinzip

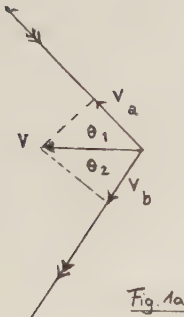
Wenn der Blutfluß stationär ist, wird am receiver dieselbe Frequenz empfangen, die gesendet wurde. Wenn das Blut in Bewegung ist, so wird der reflektierte Schall durch den Doppler-Effekt verändert (3,18). Der Doppler-Effekt tritt während der Reflexion von Ultraschall an bewegten Oberflächen (gemeint sind reflektierende Grenzflächen z.B. Blutkörperchen-Plasma) auf (16).



Transcutaneous ultrasonic Flowmetry (2)

Die resultierende Frequenzänderung ΔF hängt ab von mehreren Parametern:

- a) der Frequenz F_0 der ankommenden Ultraschallwelle
- b) der Fortpflanzungsgeschwindigkeit c des Ultraschalls im betrachteten Medium
- c) den Projektionen v_a und v_b des Geschwindigkeitsvektors v auf Einfalls- und Reflexionsachse des Ultraschalls (Fig.1a)

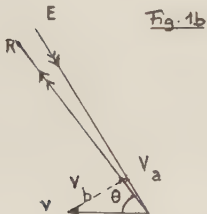


Die Beziehung zwischen diesen Parametern lautet:

$$\frac{\Delta F}{F_0} = \frac{v_a + v_b}{c} = \frac{v(\cos \theta_1 + \cos \theta_2)}{c}$$

c = Schallgeschwindigkeit im bewegten Medium

Als ein Sonderfall erweist sich die Verwendung von transcutanen Sonden, wie es bei dieser Arbeit geschehen ist. Hier befinden sich Sender und Empfänger des Ultraschalls nebeneinander und sind hinreichend klein, sodaß gilt: $v_a = v_b$ (Fig.1b)



In diesem Fall ist:

$$\frac{\Delta F}{F_0} = 2 \cdot \frac{v \cdot \cos \theta}{c}$$

B.: Vorteile

Gewöhnlich benutzt man für den Doppler-Effekt Frequenzen in der Größenordnung von einigen Megahertz (10^6 Hertz). Durch Überschlagsrechnung oder Aufstellen eines Diagramms ergibt sich, daß das Dopplersignal der Frequenz F bei Geschwindigkeiten der Größenordnung von cm/sec in hörbarer Frequenz liegt.

Diese Tatsache macht verständlich, daß man leicht auf transcutanem Weg vorgehen und durch Abhören des Dopplersignals die Art des reflektierenden Mediums (Blut oder Gefäßwand) oder den Gefäßstyp (Arterie oder Vene), von dem man ein Echo erhält, feststellen kann. Das Dopplersignal kann mit einem normalen Tonbandgerät aufgenommen werden. Bei dringenden Untersuchungen am Krankenbett oder in Sonderfällen ist es so möglich, die Befunde zwecks späterer Auswertung zu konservieren. Gleicherweise kann man mit bestimmten Geräten, die Dopplersignale senden, telemetrisch arbeiten. Ein anderer Vorteil der Dopplertechnik ist die Nullpunktstabilität des Gerätes. Da letzten Endes alles auf einer Frequenzmessung beruht, gibt es keinen Doppler-Effekt und somit kein registrierbares Signal, wenn die Geschwindigkeit Null ist. Eine gedrängte Übersicht zeigt uns die Untersuchungsmöglichkeiten, die wir durch die Dopplertechnik besitzen:

- In der Hämodynamik läßt sich diese Technik bei cerebraler Gefäßinsuffizienz, bei Arteriopathien der oberen und unteren Extremitäten und bei Phlebitiden anwenden.
- In der Kardiologie ermöglicht sie grundsätzlich eine Aufzeichnung der Herzklappenbewegungen und stellt damit eine Ergänzung klassischer Methoden dar.
- In der Gynäkologie liefert sie - außer der diagnostischen Feststellung, ob es sich um eine lebende oder abgestorbene Frucht handelt - Geschwindigkeitskurven der fetalen Herzwandbewegungen und der fetalen Blutströmung. Außerdem kann man in sehr vielen Fällen die Insertionsstelle der Placenta bestimmen.
- Schließlich gibt es noch spezielle Anwendungsgebiete: Diagnose einer eventuellen intraoperativen Gasembolie, Aufzeichnung der Stimmbandbewegungen, Überwachung arteriovenöser Shunts usw. (16).

Diese Arbeit befaßt sich mit der Messung an den Gefäßen, die für die Durchblutung des Gehirns von Bedeutung sind. Zur Untersuchung des Hirnkreislaufs registrieren wir in der Regel die Strömungsgeschwindigkeit in den Aa. carotides

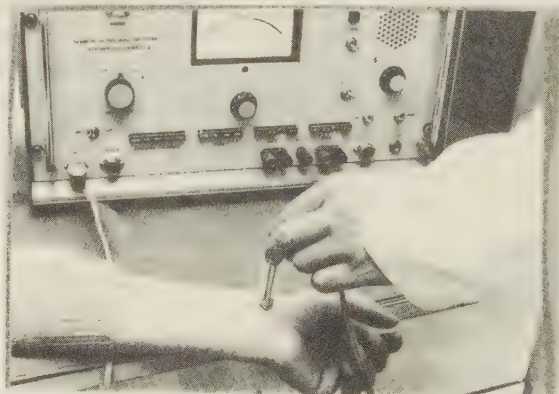
(communes, internae et externae), ophthalmicae und evtl. temporales und schließlich in den Jugularvenen. In denjenigen Fällen, in denen es möglich ist, von den Aa. carotides internae und externae unterscheidbare Strömungssignale zu erhalten, ist es schwierig anzugeben, welches Signal von welcher Arterie stammt. Die Beurteilung der A. ophthalmica ist deswegen von großem Interesse, weil sie über den funktionellen Zustand der Carotis interna von der Aufteilung bis zum Abgang des Ramus ophthalmicus Auskunft gibt. Eine Erhöhung des cerebralen Strömungswiderstandes zeigt sich in der Regel durch eine Verminderung oder sogar durch ein Verschwinden des Gleichströmungsanteils in der Geschwindigkeitskurve der Carotis. Tatsächlich hat die Strömung die Tendenz, in der Diastole Null zu werden, wenn der Widerstand steigt. Gleichzeitig beobachtet man eine Amplitudenabnahme (siehe Ergebnisse). (16).

Angewandte Methode

Die Untersuchungen wurden durchgeführt mit dem richtungsanzeigenden Ultraschall-Strömungsmesser von Delalande (siehe Bild). Seine Größe (Länge 495 mm, Höhe 275 mm und Breite 245 mm), die einen leichten Transport gewährleistet, erlaubt größere Einsatzmöglichkeiten. Dieser Ultraschall-Strömungsmesser gestattet die Messung und Registrierung der Blutströmung in Gefäßen mit einem Durchmesser über 2 mm an Mensch und Tier.

Der Netzspannungsbereich beläuft sich auf 110/220 Volt. Bei Inbetriebnahme wird der Schalter "A.M." betätigt. Das Empfindlichkeitspotentiometer "SENSIBILITE" ist so einzustellen, daß man a) einen Zeigerausschlag erhält b) das Geräusch der Strömung mit einem Minimum an Hintergrundrauschen hört. Der Filter ("FILTRE") ermöglicht eine Unterdrückung tieffrequenter Geräusche, die durch Reiben der Sonde auf dem Gewebe und durch langsame Bewegungen entstehen. Entsprechend der Sondenlage wird der Zeiger des Galvanometers je nach Richtung der Blutströmung einen positiven oder einen negativen Ausschlag zeigen. Ist der Ausschlag negativ, legt man den Schalter "SENS DEBIT" um. Der Zeiger oszilliert im Rhythmus der Strömung.

Zwei Arten von Sonden sind vorhanden: 1. Intrakorporelle Sonden, die bei dieser Arbeit nicht angewandt wurden
2. Transkutane Sonden: Sie ermöglichen mit einfacher Handhabung das Abhören und die graphische Registrierung der Strömung in peripheren Arterien und Venen.



Das mit einer Elektrodenpaste bestrichene Ende des Sondenstiftes wird über einem Gefäß auf die Haut aufgesetzt. Das Hörbarmachen des Dopplersignals mittels Lautsprecher oder Kopfhörer gestattet es, den optimalen Winkel zwischen Meßkopf und Gefäßachse zu bestimmen. Diese Methode ist sehr physiologisch, da sie keine Störungen verursacht und das Fließen des Blutes nicht beeinflusst. Die Ausgänge "SORTIE 1" und "SORTIE 2" sind für die Registrierung des Dopplersignals auf Papier oder seine Darstellung auf dem Schirm einer Kathodenstrahlröhre vorgesehen. Die Ausgangssignale können durch Drücken der Tasten CT₁, CT₂, CT₃ und CT₄ über jedem der Ausgänge mehr oder weniger gemittelt werden. Drehen des Knopfes "GAMMES SORTIE" ermöglicht eine Änderung der Amplitude des Dopplersignals am Ausgang. Bei Stellung 1 des Knopfes ist die Amplitude am größten, am kleinsten in Stellung 1/16. Im Versuch wurde ein Registriergerät der Firma Schwartzer verwendet. Die Laufgeschwindigkeit des Papiers war 25 mm/sec. Der Wechsel der Integrierungsstadien und Amplitudengrößen ist jeweils auf der Abbildung verzeichnet.

Als Kontrolle wurde zusätzlich ein EKG der Personen aufgezeichnet. Der Schalter "ENREGISTREMENT LECTURE" (Aufnahmewiedergabe) ist für die Aufzeichnung des Dopplersignals auf Magnetband vorgesehen. In Stellung "HAUT-PARLEUR" ist das Dopplersignal über einen Lautsprecher an der Vorderseite hörbar. Eine Einstellung der Lautstärke ist mit dem Potentiometer "ECOUTE" möglich. In Stellung "CASQUE" kann das Signal nur über einen Kopfhörer abgehört werden, der an der Vorderseite anzuschließen ist.

Das Gerät kann auf drei Arten benutzt werden:

- a) Bei chirurgischem Eingriff kann die Sonde um das Blutgefäß gelegt werden. Ringförmig und mit Scharnieren versehen sind diese Sonden leicht anzulegen. Nach Eichung kann der Blutstrom mit einer Genauigkeit bis zu 5% gemessen werden.
- b) Bei der Durchflußmessung in hautnahen Gefäßen wird die Sonde auf die Haut gelegt und ermöglicht somit das Abhören und Registrierungen des Blutstroms der äußeren Blutgefäße.
- c) Schließlich kann das Gerät noch zum Fernmessen verwendet werden (maximale Reichweite: 150 Meter). (18)

III. M A T E R I A L

Von den 100 untersuchten Personen waren 20 Normalpersonen. Eine dieser Normalpersonen wies jedoch eine Minderdurchblutung einer Gehirnhälfte auf. Das Alter der Normalpersonen differierte zwischen 18 und 71 Jahren. Bei den Patienten, von denen 52 männlichen und 28 weiblichen Geschlechts waren, betrug das Alter 13 bis 66 Jahre. Die untersuchten Patienten litten an folgenden Krankheiten: Epilepsie 11, Cerebraler Gefäßprozeß 7, Commotio, Kopfschmerzen und Migräne 6, Karotisstenose 5, Verdacht auf cerebralen Prozeß 5, Depression 4, Tumor 4, Zustand nach Contusio 3, Subdurales Hämatom 3, Pseudotumor 2, Meningitis 2, Nystagmus 1, Tetanie 1, Neurose 1, Papillitis 1, Parkinsonsyndrom 1, Trigeminusneuralgie 1 und toxische Polyneuropathie 1. Bei 15 Personen war die Diagnose noch nicht gestellt.

Die Untersuchungsbedingungen waren bei allen Versuchspersonen gleich. Vor der Registrierung der Blutströmungsgeschwindigkeit wurde der Blutdruck gemessen, sowie die Herzschlagfrequenz festgestellt. Gemessen wurde die Blutströmungsgeschwindigkeit der Karotiden und Jugularvenen etwa in Höhe der Prominentia laryngea, die der A.ophthalmica im medialen Augenwinkel. Bei allen Personen wurde die Untersuchung im Liegen durchgeführt. Alle hier beschriebenen Registrierungen wurden im 4 MHz-Bereich aufgenommen.

Beurteilung des Meßvorganges

Die Handhabung des Gerätes erwies sich als einfach und leicht. Die Schaltknöpfe sind übersichtlich angeordnet und gestatten eine rasche Bedienung. Vor jeder Registrierung sucht man sich das Amplitudenmaximum des Dopplersignals, das im allgemeinen einem Winkel zwischen Sonden- und Gefäßachse von etwa 45° entspricht. Für den transkutanen Anwendungsweg ergibt sich ein zweifaches Problem: einerseits ist es unmöglich, den genau richtigen Neigungswinkel der Sonde bezüglich der Gefäßachse zu kennen, andererseits gibt es noch keine einfache Methode zur Bestimmung des Durchmessers der untersuchten Arterie oder Vene. Infolgedessen ist es sehr schwierig, quantitative Informationen zu erhalten, und der Untersucher (gemeint ist die Geschicklichkeit und Erfahrung des Untersuchers) spielt für die Gewinnung reproduzier- oder vergleichbarer Resultate eine wichtige Rolle (16). Nach einiger Übung läßt sich das hellere, hochfrequente rhythmische Pfeifen einer Arterie leicht von dem tieferen, gleichmäßigen Rauschen einer Vene unterscheiden. Falls dieser Unterschied akustisch nicht zu erkennen ist, wie es in pathologischen Fällen oft vorkommt, so zeigt uns ein Blick auf die Skala, die ja auch die Richtung des Blutstroms wiedergibt, um welche Art von Gefäß es sich handelt. Durch Veränderung der Sondenhaltung läßt sich die Intensität des Strömungsgeräusches variieren. Bei stärkstem Geräuschempfang sollte die Registrierung eingeschaltet werden. Um die Arteria ophthalmica messen zu können, ist es oft nötig, sich der größten Sensibilität und Lautstärke zu bedienen, da das Auffinden dieses Gefäßes die größten Schwierigkeiten bereitet und das Strömungsgeräusch oft nur schwach zu hören ist. In solchen Fällen, in

denen ein Strömungsgeräusch nicht laut genug zu hören ist, sollte man auf keinen Fall versuchen, die Lautstärke durch stärkeres Aufdrücken der Sonde zu erhöhen, da dies mit der Gefahr der Kompression des Gefäßes und damit einer Verfälschung des Wertes verbunden ist. Eine der größten Schwierigkeiten bereitete mir anfangs das Einschalten des Gerätes zur Registrierung, nachdem die optimale Geräuschintensität gefunden war. Beim Griff nach dem Schalter verändert man natürlich die Sondenhaltung, wenn auch nur um Bruchteile, wodurch man meist sofort die optimale Einstellung verliert. Diese Tatsache war aber wahrscheinlich der Verwendung eines EKG-Schreibers als Registriergerät (und nicht des Originalgerätes) zuzuschreiben. Dieser Nachteil könnte am besten beseitigt werden, wenn der Schalter zur Registrierung mit der Sonde gekoppelt und von hier aus zu bedienen wäre. Dauer der Messung: Der Meßvorgang für alle drei Gefäße benötigt durchschnittlich drei Minuten. Mit einiger Erfahrung und Übung läßt sich diese Zeit aber sicher noch verkürzen.

IV. E R G E B N I S S E

Tabelle 1

V max (cm/sec)	A.c.d.	A.c.s.	V.j.d.	V.j.s.	A.o.d.	A.o.s.
Wertespektrum						
Normalpersonen	16-30	20-28	14-26	14-26	3-10	4-12
Allgemein	12-40	5-56	11(6)-34	8(10)-30	1-12(24)	1-14(20)
Festgesetzter Normbereich	24 ± 4	24 ± 4	18 ± 4	18 ± 4	5 ± 3	5 ± 3
<u>Im Normbereich</u>						
Normalpersonen	80%(16P)	100%(20P)	79%	95%	89,5%	78,9%
Differenz		20%		16%		10,6%
Allgemein	63,8%	73%	75,5%	77,7%	80%	83,9%
Differenz		10%		2,2%		3,9%
Pathologische Werte	36,2%	27%	24,5%	22,3%	20%	16,1%
Differenz	9,2%		2,2%		3,9%	

Tab.1: Einteilung der max. Strömungswerte

Bei allen Verteilungskurven (siehe Anhang Fig. 1-3) sind die Kurven entsprechender Gefäße aus Gründen der Übersichtlichkeit zusammengezogen.

Die Prozentanteile der pathologischen Werte senken sich noch erheblich bei Berücksichtigung der Annäherungswerte (Unterschied um 2 cm/sec nach oben und unten), die man als Artefakte oder Meßungenauigkeit miteinbeziehen sollte (25%, 15%, 15,5%, 14,4%, 9,8%, 9%). Auch die Maxima der Verteilungskurven (Fig. 1, Anhang) erscheinen für die Karotiden bei 24 cm/sec, für die Jugularvenen bei 18 cm/sec und für die Augenarterien bei 5 cm/sec

Tabelle 2

$\bar{v}$	A.c.d.	A.c.s.	V.j.d.	V.j.s.	A.o.d.	A.o.s.
Wertespektrum	10,2-17,5	12,1-17,1	6,6-16,2	7,7-14,5	1,5-5,3	2,0-7,6
Normalpersonen						
Allgemein	6-31,2	2,5-45,0	3,6-21,2	4-19,1	0,5-10,0 (12)	0,5-9,2 (14,3)
Festgesetzter Normbereich	15±3	15±3	11±4	11±4	3,5±2,5	3,5±2,5
Im Normbereich						
Normalpersonen	95%	100%	89,5%	100%	100%	94,2%
Differenz		5%		10,5%	15,8%	
Allgemein	68,1%	70%	85,5%	84,4%	89,1%	92,1%
Differenz		1,9%	1,1%			3%
Pathologische Werte						
	31,9%	30%	14,5%	15,6%	9,9%	6,9%
Differenz	1,9%			1,1%	3%	

Tab.2: Einteilung der mittleren Strömungswerte

Durch die Registrierung der Kurven ist es möglich die kleinste Blutströmungsgeschwindigkeit (Diastolengeschwindigkeit) zu berechnen. Aus ihr und der maximalen Geschwindigkeit läßt sich ein Mittelwert finden. Aus den geringeren Differenzen läßt sich schließen, daß gewisse Kompensationsmechanismen eingetreten sind, auf deren Art ich noch später eingehen werde. Bei den Aa.ophthalmicae tritt gelegentlich ein Ausschlag ins Negative auf. Da jedoch keine hohen negativen Werte vorliegen, wurde in diesen Fällen $V_{min}=0$ gesetzt. Ebenfalls zeigt sich, wenn auch nur gering, daß bei der A.c.s. sowohl bei V_{max} als auch bei $\bar{v}$ mehr Personen unter der Norm liegen als bei A.c.d.. In den Verteilungskurven erscheinen Maxima bei 14 und 16 für die Karotiden, bei 9 und 13 für die Venen, sowie bei 3 cm/sec für die Aa.ophthalmicae. (Verteilungskurven $\bar{v}$ siehe Fig. 2, Anhang).

Tabelle 7

Vmin	A.c.d.	A.c.s.	V.j.d.	V.j.s.	A.v.d.	A.v.s.
Wertespektrum						
Normalpersonen	1,9-9,6	1,2-7,9	0-17,5	1,4-17,4	0-1,9	0-3,2
Allgemein	0-12(22)	0-14(34,1)	0-11,2	0-13,5	0-6,4(12,2)	0-4,9(9,6)
Festgesetzter Normbereich	4,5 $\pm$ 3,5	4,5 $\pm$ 3,5	3,5 $\pm$ 3,5	3,5 $\pm$ 3,5	1 $\pm$ 1	1 $\pm$ 1
Im Normbereich						
Normalpersonen	95%	100%	95%	90%	100%	89,5%
Differenz		5%	5%		10,5%	
Allgemein	78,7%	83%	93,3%	91,1%	92,4%	92,1%
Differenz		4,3%	2,2%		0,3%	
Pathologische Werte						
	21,3%	17%	6,7%	8,9%	7,6%	7,9%
Differenz	4,3%			2,2%		0,3%

Tab.3: Einteilung der min. Strömungswerte

Die Gipfel für die Karotiden liegen bei 2 und 7, für die Jugularvenen bei 2 cm/sec; bei den Aa.ophthalmicae finden wir die meisten Werte bei 1 cm/sec. (Verteilungskurven Vmin siehe Fig. 3,Anhang).

Wie bei den Normalpersonen finden wir auch allgemein, daß bei der linken A. carotis um 10% mehr Personen im Bereich der Norm liegen. Beim Vergleich der Differenzen erkennen wir den geringsten Unterschied bei $\bar{v}$ (den größten bei Vmax). Schon daraus läßt sich schließen, daß eine gewisse Kompensation durch gegenseitige Anpassung von Vmax und Vmin gegeben ist. Pathologische Strömungsgeschwindigkeiten treten also eher im Bereich der maximalen Geschwindigkeiten und das v.a. an A.c.d. auf.

Auch bei den Venae jugulares ist eine Kompensation in $\bar{v}$ zu erkennen. Bei den Normalpersonen finden wir die geringste Differenz im Bereich von Vmin, die sich bis zu Vmax noch auf 16% steigert. Rückbetrachtet muß auch eine Strömungsgeschwindigkeit von 0 cm/sec als physiologisch angesehen werden, da die Kurven, die deutlich durch den Atemrhythmus gezeichnet werden, meist zwischen den Gipfeln eine Phase ohne Ausschlag aufweisen. Aus den Werten, die bei Normalpersonen für die Aa.ophth. gemessen wurden, könnte man schließen, daß der Normbereich als etwas zu niedrig festgesetzt wurde. Dies widerspricht jedoch den allgemein erzielten Ergebnissen. Die geringsten Differenzen finden wir hier bei Vmin. Wie auch bei den Karotiden treten die meisten pathologischen Werte an der rechten Seite bei Vmax auf.

Wie bereits für $V_{\max}$ angeführt, vermindern sich die Werte der pathologischen Rate bei Hinzunehmen der Annäherungswerte für $\bar{v}$ an den Aa. carotides bei A.c.d. auf 23,9% und A.c.s. auf 25% und für $V_{\min}$ bei A.c.d. auf 16,3%, sowie auf 13% bei A.c.s.. Auch an den Venen verzeichnen wir so ein Sinken der pathologischen Werte auf 15,5% bei V.j.d. und 14,4% bei V.j.s. für $V_{\max}$, auf 4,4% bei V.j.d. und 7,7% bei V.j.s. für $\bar{v}$, sowie auf 3,3% und 4,4% für $V_{\min}$. An den Augenarterien sehen wir unter Berücksichtigung der Annäherungswerte ein Absinken auf 9,8% und 9% für $V_{\max}$, 4,4% und 6,8% für $\bar{v}$, sowie auf 4,3% und 3,4% für $V_{\min}$.

Bei Berechnung der Durchschnittswerte und Aufstellung eines Altersdiagramms (siehe Fig. 4 Anhang, auch hier sind die gleichartigen Gefäße durch eine Kurve dargestellt) ergibt sich für $V_{\max}$ keine generelle auf- oder absteigende Tendenz. Auslenkungen sind jeweils durch einzelne Personen bedingt. Ansonsten zeigen sich variable Kurven im Normbereich, die relativ parallel verlaufen. Eine der patholog. Auslenkungen der Venen entspricht der an den Karotiden auftretenden. Wie bereits gesagt, erscheinen bei den Aa.ophth. durch das Auftreten von Werten von 12 cm/sec in verschiedenen Altersstufen mehr Auslenkungen aus dem Normbereich bei A.o.s. als bei A.o.d.. Die Bilder der Verteilungskurven im Alter bei $\bar{v}$ sind entsprechend variable Schwankungen im Normbereich parallel zu den Kurven von $V_{\max}$, jedoch wurden mehrere patholog. Werte kompensiert. Bei $V_{\min}$ ist der Kurvenverlauf am variabelsten. Eine generelle Parallelität ist nicht vorhanden. Die Werte unterliegen hier den stärksten Schwankungen, wenn auch insgesamt wenig pathologische Werte auftreten. Eliminiert man die patholog. Werte, so läßt sich in einigen Fällen eine leicht abfallende Tendenz erkennen (Karotiden). Bei den Venae jugulares zeigen sich insgesamt weniger patholog. Werte, sodaß wir schon daraus ersehen können, daß mit einer Störung der Karotidenströmung nicht unbedingt eine Störung des Venenflusses verbunden sein muß. Teilweise sehen wir bei den Aa.ophth. patholog. Auslenkungen in den gleichen Altersstufen wie bei den Aa. carotides, woraus wir schließen können, daß der Grund für diese überhöhte Strömungsgeschwindigkeit bereits im Blutstrom der Karotiden zu suchen ist.

Tab.4: Altersabhängigkeit der abnormen Werte

	A.c.d.	A.c.s.	V.j.d.	V.j.s.	A.o.d.	A.o.s.
10-20 Jahre	25%	37%	33,3%	37,5%	20%	21,4%
21-30 "	13,8%	9,6%	20%	20%	13,3%	17,8%
31-40 "	26,3%	30%	22,2%	11,1%	21%	15,8%
41-50 "	23%	31,2%	38,4%	33,3%	21,4%	7,1%
51-60 "	50%	37,5%	0%	28,5%	20%	20%
61-70 "	33,3%	44,4%	33,3%	11,1%	22,2%	11,1%

Für die Karotiden gilt: Mit höherem Alter erfolgt eine Zunahme der pathologischen Werte. Im Alter zwischen 30 und 40 Jahren liegen dabei die Werte meist unter der Norm. Bei den Venen treten mehr patholog. Werte rechts auf, die meisten davon im Alter zwischen 40 und 50. Die Lebensabschnitte zwischen dem 20. und 40. Lebensjahr zeigten die geringsten Abweichungen vom Mittelwert und die geringsten Differenzen zwischen rechts und links. Die große Streuung der Werte ist durch die Fehler der kleinen Zahlen bedingt, die entstehen, wenn die Gesamtzahl von 100 Untersuchten in 6 verschiedene Gruppen entsprechend den angegebenen Altersabschnitten aufgeteilt werden.

Blutdruck und Blutströmungsgeschwindigkeit

Bei Normalpersonen sehen wir für V_{max} an den Aa. carotides wenig Parallelen, jedoch besonders für A.c.d. eine leicht abfallende Tendenz mit sinkendem Blutdruck. Bei den Venen sehen wir eine bis zum RR 125/90 ansteigende Kurve. Bei den Aa. ophth. ist keine Tendenz zu erkennen. Gleiche Bilder finden wir für $\bar{v}$ und V_{min} . Die Kurven der Werte, die insgesamt gemessen wurden, zeigen sich zwar parallel, aber variabel. Bei den Karotiden sieht man ein Ansteigen bis zum RR 150/120, anschließend jedoch ein leichtes Absinken. Zur Kurve der Venen, die sich ebenso variabel präsentiert, bestehen Parallelen. Die Kurve der Aa. ophth. zeigt ebenfalls ein leichtes Sinken mit niedererem Blutdruck (Fig. 5, Anhang).

Pulszahl und Blutströmungsgeschwindigkeit (Fig. 6, Anhang)

Bei den Normalpersonen bewegt sich die Pulszahl zwischen 88 und 64. Für A.c.d. ergibt sich eine leicht absteigende Kurve mit sinkender Herzschlagzahl. Für A.c.s. zeigt sich

zunächst bis 75 eine leicht ansteigende Form, danach absinkend. Gleiches gilt für die Venen. Insgesamt ist bei den Diagrammen relativ paralleler Kurvenverlauf zu erkennen. Ähnliches ergibt sich für das Allgemeinbild: Patholog. Bereich bei 100 bis 92 durch drei patholog. Werte bedingt, danach relativ konstanter Verlauf mit Parallelität aller Kurven (Fig. 6, Anhang)

Symmetrieverhalten

	A.c.d./A.c.s.	V.j.d./V.j.s.	A.o.d./A.o.s.
Übereinstimmung in allen drei Geschwindigk.	2 Personen	4 P.	19 P.
Geringster Unterschied in V_{max}	45,7%	32,9%	19,3%
davon Differenz=0	31 P.	20 P.	15 P.
Geringster Unterschied in $\bar{v}$	18%	16,4%	3,4%
Geringster Unterschied in V_{min}	33%	45,8%	55,6%
Durchschnitt der Differenzen bei V_{max}	2,7 cm/sec	2,19 cm/sec	1,7 cm/sec

Vergleiche zur Symmetrie

Normalpersonen	Re > Li	Li > Re	Re = Li
Aa. carotides	35%	30%	35%
Vv. jugulares	36,8%	15,8%	47,3%
Aa. ophthalmicae	17,6%	52,9%	29,4%

Aa. carotides und Vv. jugulares im Zusammenhang betrachtet entfallen hier die meisten Fälle auf völlige Übereinstimmung oder Auftreten von Seitendifferenzen an nur einem Gefäß. Bei Vorkommen von Seitendifferenzen an beiden Gefäßen zeigt sich meist die Bevorzugung einer Seite, und nur in drei Fällen tritt eine gegenseitige Anordnung auf (A.c.d. < A.c.s., V.j.d. > V.j.s.). Gleiches ergibt sich bei Betrachtung von Aa. carotides und Aa. ophthalmicae.

Allgemein

Aa. carotides	38,3%	25,5%	36,1%
Vv. jugulares	47,6%	24,4%	27,9%
Aa. ophthalmicae	23,5%	38,2%	38,2%

In den Fällen von Seitendifferenzen ergibt sich als häufigste Variante, was auch die Einzelergebnisse erwarten lassen, folgende Anordnung:

A.c.d. > A.c.s.

V.j.d. > V.j.s.

A.o.d. < A.o.s.

Die nächsthäufigste Variante stellt dar:

A.c.d. > A.c.s.

V.j.d. < V.j.s.

A.o.d. < A.o.s.

>= größer als

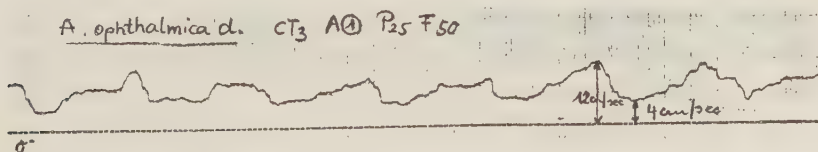
<= kleiner als

Nur 5 Personen zeigen an allen drei Gefäßen volle Symmetrie.

Bei Vergleich mit EEG-Befunden ergab sich, daß in der Mehrzahl der Fälle mit Unregelmäßigkeiten im EEG auf einer Seite die Blutströmungsgeschwindigkeit der betreffenden Seite ebenfalls gestört und zwar häufiger erniedrigt war: Aa.car. 8:6, Vv.jug. 6:4, Aa.opth. 9:4 (=erniedrigt:erhöht).

Pathologische Fälle

Bei Betrachtung von Patienten (4) mit Tumoren ergaben sich in 2 Fällen abnorm hohe Werte an der dem Tumor gegenüberliegenden Seite der A. carotis, in einem Fall ein niedrigerer Wert und einmal Gleichheit. In 3 Fällen zeigten sich dabei abnorm hohe Strömungswerte der A. opth. auf einer Seite (v.a. der Seite des Tumors).



Bei Epilepsien (14) treten auch Irregularitäten auf, jedoch ergeben sich keine bestimmten Kombinationen zwischen den an den Gefäßen gemessenen Geschwindigkeitswerten. Abnorme Werte von A.c.d. und A.c.s. sind meist überhöht. Im Fall der Venen, wenn nicht normal, nur sehr hohe Werte. Zwischen den Aa.opthalmicae herrscht größtenteils Übereinstimmung.

Verdacht auf cerebrale Gefäßprozesse (7): Abgesehen von Seitendifferenzen selten Abnormitäten. In 2 Fällen, in denen sich Anzeichen für vaskuläre Durchblutungsstörungen ergaben, zeigten sich einmal (neurotische Depressionen) abnorm hohe Werte für die Karotiden, im anderen Fall, mit Hemihypästhesie links, ergab sich eine niedrigere Strömungsgeschwindigkeit für diese Seite an der A. carotis und V. jugularis, während an den Aa. ophthalmicae die Gegenseite überwog.

Hämatome (2): In einem Fall fanden wir an einer A. carotis einen abnorm niederen Wert. Im Bereich der Venen zeigten sich keine Abnormitäten. Für die Aa. ophthalmicae ergaben sich jeweils hohe Werte.

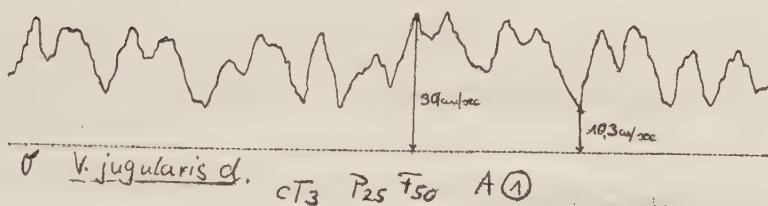
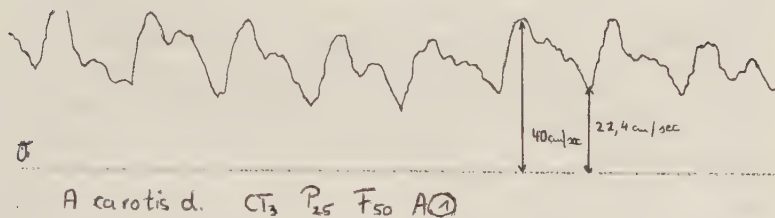
Commotiones: In 3 (von 8 Fällen, Rest normal) Fällen, in denen sich nach einer Commotio Unregelmäßigkeiten in der Durchblutung zeigten, fanden sich große Seitendifferenzen bei den Arterien, sowie abnorme Werte und große Seitendifferenzen bei den Venen.

Bei cerebralen Anfällen nach Contusio (5) zeigten sich öfters (3) abnorm hohe Strömungsgeschwindigkeiten für die Aa. ophthalmicae, sowie teilweise (2) abnorme Werte für die Karotiden.

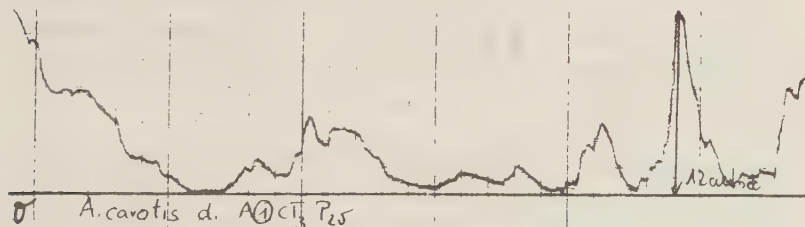
Kopfschmerzen (7): Meist hohe Werte im Bereich der Aa. carotides und Vv. jugulares, vorwiegend auf eine Seite lokalisiert (5), während die andere Seite oft abnorm niedere Werte zeigte (Folge: große Seitendifferenz). Im Bereich der Aa. ophthalmicae außer Seitendifferenzen keine Abnormitäten.

Karotisstenosen (5): Betreffende Seite (meist abnorm) niedrig. In einem Fall Vene der Stenosesseite, in anderem Fall Vene der Gegenseite erhöht. Bei einer Carotis-interna-Stenose zeigte sich eine geringe Seitendifferenz; die Stenose dürfte also nur geringen Ausmaßes sein oder die Interna wurde mit der Externa verwechselt. Im EEG waren in 2 Fällen Unregelmäßigkeiten betont auf der Stenosesseite zu sehen, während in den anderen Fällen Unregelmäßigkeiten beidseits auftraten ohne Betonung einer Seite.

Synkopen (1): Alle Werte extrem überhöht, im Bild jedoch keine extrem hohen Amplituden.

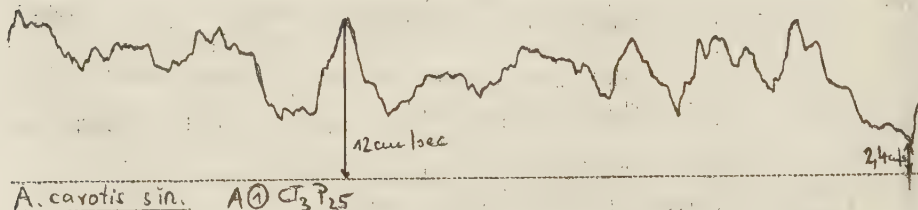


Koma: Intracerebrale Blutungen, chron. subdurales Hämatom: Werte alle abnorm erniedrigt an beiden Arterien, wobei die linke Seite noch überwog. Venenwerte niedrig, rechte Seite noch in Norm, linke abnorm niedrig. An linker A. carotis ist eine Strömungsumkehr zu erkennen.



Bildervergleiche

Hämatom (2): In einem Fall, in dem auch der Wert abnorm niedrig ist, zeigt sich für die A. carotis ein unregelmäßiges Bild mit undeutlichen Pulsbildern und teilweise Diastole hohen Niveaus. Auch an den Aa. ophthalmicae finden sich zerrissene Bilder (viele Spitzen) mit unklarem Rhythmus. Im anderen Fall ergeben sich überall klare Bilder mit deutlichem Rhythmus.



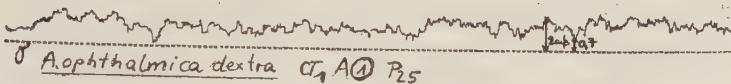
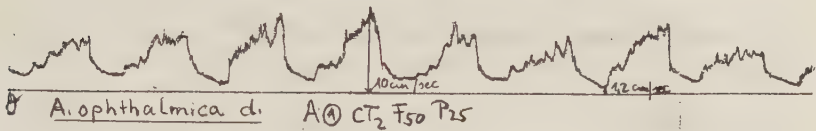
Commotiones: Im Rhythmus meist normale klare Bilder, jedoch verschiedene Typen. Bei den Aa. ophthalmicae entsprechen die Bilder nicht den Werten. Hier verschiedene Amplituden und Bildformen bei gleichen Werten. In einem Fall bei der A. carotis, trotz großer Seitendifferenz, zwar in Bildform, nicht aber in Amplitude Unterschied.

Gefäßprozesse: Außer einem Bild (mit schwankender Diastole) regelmäßige, im Rhythmus liegende Arterienbilder unterschiedlicher Formen. Keine bestimmten Gemeinsamkeiten. In einem Fall, trotz gleicher Werte, deutliche Unterschiede in Bildern. Venenbilder verschiedener Formen mit teilweise unklarem Rhythmus. Nur in einem Fall Pulsationen an den Aa. ophth. erkennbar. Die anderen Bilder zerrissen, undeutlich und verschiedene Wiedergabe gleicher Amplituden.

Epilepsien: Bilder verschiedener Formen mit teils klarem, teils unklarem Rhythmus. Keine Anhaltspunkte für Gemeinsamkeiten. Auffallend die meist gute Wiedergabe der Aa. ophthalmicae.

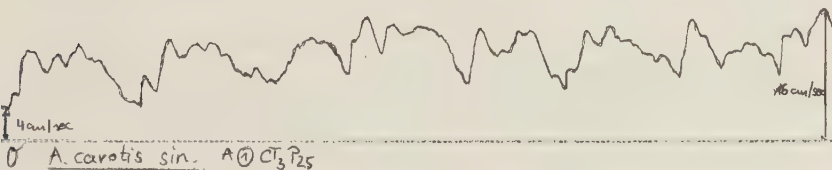
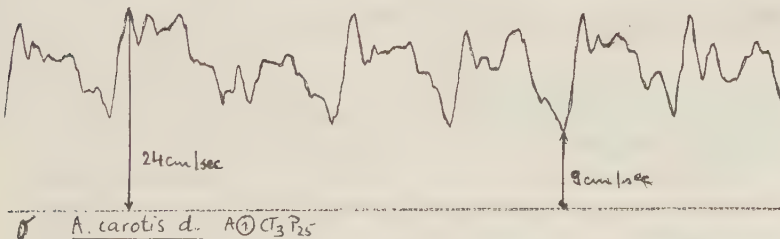
Tumoren: Arterienbilder klar und deutlich. Bilder der Venen niedrigen Wertes zeigen undeutlichen Rhythmus, bei höheren Werten Gipfel aus hoher Gleichströmung herausragend. Ebenso

bei den Aa. ophthalmicae: sobald Werte niedrig, werden die Bilder zerrissen, und ein klarer Rhythmus ist nicht mehr zu erkennen.

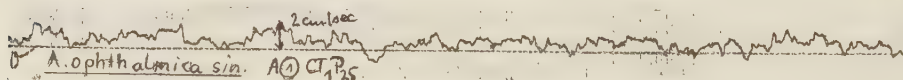
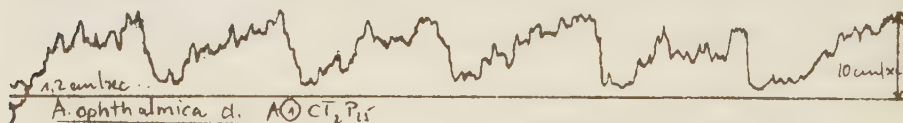
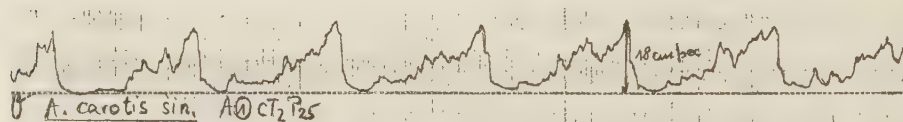
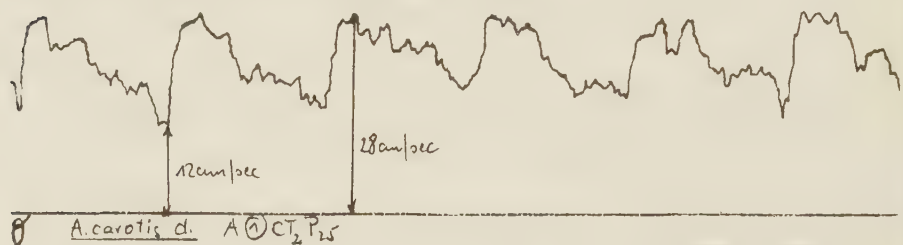


Contusiones: Keine Anhaltspunkte für Gemeinsamkeiten. Auffallend gute Wiedergabe der Aa. ophthalmicae bei oft abnormen Werten.

Kopfschmerzen: Außer einem alle Bilder hoch und breit mit deutlichem Rhythmus. Bilder der Aa. ophthalmicae zerrissen, ohne klaren Rhythmus, verschiedene Wiedergabe der Werte (oft hohe Amplituden trotz niederer Werte). In einem Fall einseitig niedere Amplituden bei auch niederen Werten (Bild).



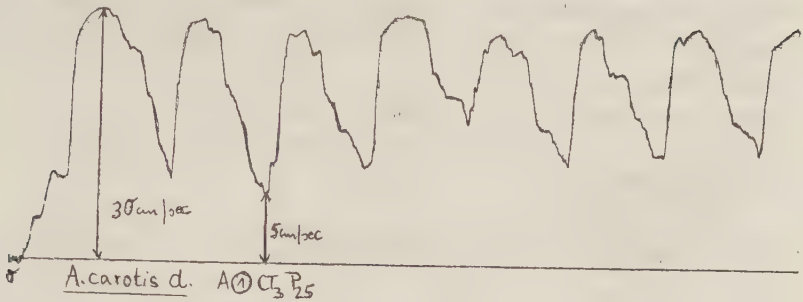
Karotisstenosen: In allen Fällen auf Seite der Stenose deutliche Minderung der Amplituden und schneller Rückgang zur Diastole. In zwei Fällen treten solche Erscheinungen an den Venen der Gegenseite auf, in einem Fall auf Seite der Stenose. Bei zwei von drei Patienten, bei denen die Aa. ophthalmicae registriert wurden, ergeben sich zur Wiedergabe der Karotiden analoge Bilder.



Blutdruck

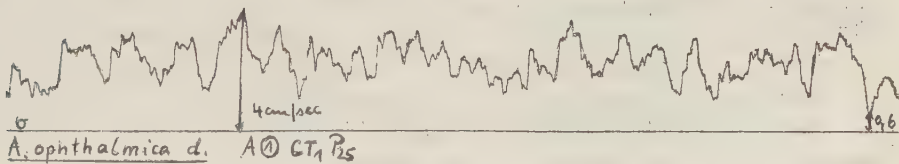
Untersuchungen zum zugehörigen Blutdruck ergeben folgendes: Zu einem hohen Blutdruck gehört nicht unbedingt ein hohes Bild der Strömungsgeschwindigkeit, wogegen man bei einem niederen Blutdruck auch überwiegend niedere Bilder findet. Bei hohem Blutdruck sieht man meist mittlere Bilder. Die Anstiegssteilheit der Kurven in Beziehung zum Blutdruck zeigt folgenden Zusammenhang: Personen mit hohem oder normalem Blutdruck weisen in ihren Kurven einen steilen Anstieg auf, wogegen dies bei Hypotonie sehr selten der Fall ist.

Anstiegssteilheit bei hohem Blutdruck

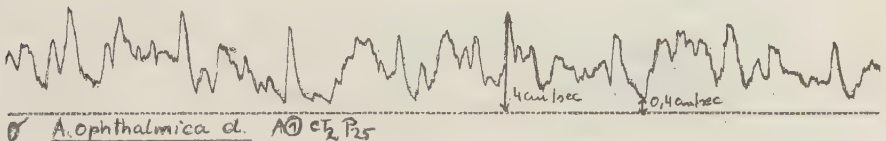


Für niederen Blutdruck ergibt sich ein mittlerer Anstieg. Einen deutlich flachen Anstieg sieht man an den Karotiden sehr selten (5, davon eine Stenose). Der Abfall der Kurven ist für alle Blutdruckvarianten im mittleren Bereich gelegen. Vergleicht man die Personen mit flachem Abfall, so findet man bei ihnen meist hohen Blutdruck. Insgesamt kann man also sagen, daß die Anstiegssteilheit der Kurven mit steigendem Blutdruck zunimmt.

Bei hohem Blutdruck ergibt sich für die Augenarterie überwiegend folgendes Bild:



zerrissen, wenig Spitzen, während bei normalem Blutdruck Bilder mit vielen Spitzen überwiegen.



Bei niederem Blutdruck findet man beide Bilder in gleicher Zahl vorhanden. Ein Rhythmus, d.h. genaue Pulsationen sind im Bereich der Aa. ophthalmicae nicht immer zu sehen. (A.o.d. 23 Personen, A.o.s. 18)

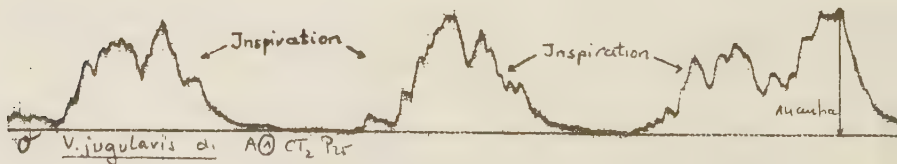
Von den 13 Personen, bei denen die Kurven der Aa. ophthalmicae die Nulllinie unterschritten (an der Carotis war dies nur einmal zu sehen: Koma), also negative Strömungsrichtungen aufwiesen (Strömungswechsel), zeigten 7 Personen einen niederen Blutdruck.



Die Diastolenbilder ergaben folgendes Resultat: Meist zeigten sich für alle Blutdruckvariationen Bilder mittlerer Diastole. Niedere Diastolen waren vor allem an den Kurven der Augenarterien zu sehen. Hohe Diastolen, wenn vorhanden, fanden sich dann überwiegend im Bereich der Karotiden.

Atmung und Strömungsgeschwindigkeitskurven

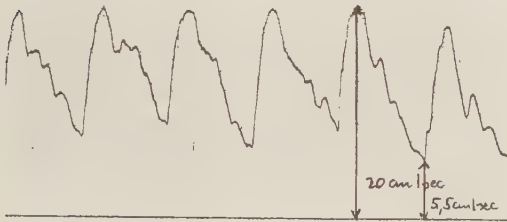
Insgesamt wurden an 15 (10 Personen) Venen Atemrhythmus gefunden, und nur an zwei Halsarterien, wo einmal während Inspiration und einmal während Expiration die Kurve erhöht war. Venen: In 11 Fällen war die Kurve während der Inspiration erhöht, in 4 Fällen während der Expirationsphase. Das Überwiegen einer Seite konnte nicht festgestellt werden. Die Gipfel umfassen meist 2-4 Herzaktionen und zeigen eher höhere Werte. Bevorzugte Krankheiten waren Commotio cerebri, Kopfschmerzen und Gefäßprozesse. Die Personen mit Atemrhythmus an den Venen zeigten meist einen mehr oder weniger leicht erhöhten Blutdruck. Zur Altersbeziehung wäre zu sagen: Atemrhythmus trat nur nach dem 40. Lebensjahr auf.



Breite des Kurvenbildes

Das Kurvenbild verschmälert sich mit steigender Pulszahl, so daß die besonders breiten Bilder vorwiegend bei Bradykardie auftreten. In der Regel ist das Bild tatsächlich verbreitert, und nur selten findet sich ein Bild mit schnellem Abfall und Verlängerung der Diastolengeschwindigkeit. Bei Karotisstenosen ergibt sich ebenfalls eine Verschmälерung auf Seite der Stenose.

Schmales Bild bei Tachykardie



Zeitversetzung gegen EKG

Bei den Aa. carotides fällt der Gipfel der Geschwindigkeitskurve in die T-Phase des Elektrokardiogramms oder knapp dahinter. Manchmal ist zu erkennen, daß bei höheren Werten eine Annäherung an die T-Zacke erfolgt, umgekehrt bei niedrigem Wert eine Entfernung von T. Bei den Venen mit zwei Gipfeln erscheint der eine Gipfel meist in P oder vorher, der andere Gipfel in R oder knapp dahinter. Von anderen Autoren wurden diese Gipfel bereits als mesodiastolisch bzw. telesystolisch eingestuft (4). Oft jedoch ist nur ein Gipfel zu erkennen oder aber es erscheint eine Vielzahl davon. Mehrere Fälle (11) wurden beobachtet, bei denen beide Gipfel während der T-P-Strecke auftraten. Bei den Aa. ophthalmicae erscheinen die Gipfel wie bei den Karotiden knapp nach T. Bei langsamem Anstieg der Kurve (s. Bild) trifft der Gipfelpunkt auf die S-T-Strecke (Stenosen). Selten treten Fälle auf mit Gipfel in R. Daß gleiche Personen verschiedene EKG-Zeitversetzungen am gleichen Gefäß besitzen, wurde kaum beobachtet (2). Zweigipflige Arterienkurven wurden bei 5 Personen registriert.



Symmetrieverhalten der Bilder

Bei 47 Personen, davon 5 Karotisstenosen, ergab sich im Bild Asymmetrie. Davon behielten 30 Personen diese Asymmetrie trotz gleichen oder annähernd gleichen Wertes ($\Delta = 2 \text{ cm/sec}$) bei. Von diesen 30 Personen zeigten sich 21 Kurven in der Form verändert, 13 dagegen nur in der Amplitude. In Beziehung zu den Krankheiten erkennt man, daß von den Patienten mit Epilepsie 63,6% Asymmetrie an den Karotiden zeigten, von den Commotiones ebenfalls die Hälfte (57%); die vasomotorischen Kopfschmerzen 42,8% und die Karotisstenosen, wie zu erwarten, bedingen 100%. Letztere zeigten alle Asymmetrie in der Amplitude, zwei davon auch in der Form.

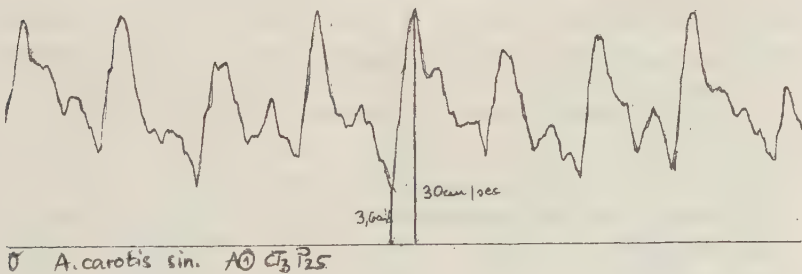
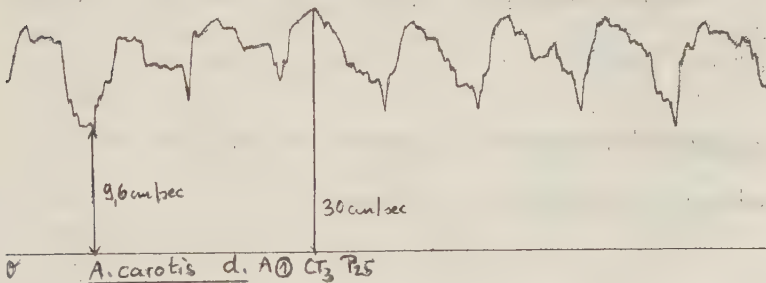
Bei den Venen wiesen 40 Personen eine Asymmetrie ihrer Bilder auf. 19 Personen behielten diese trotz gleicher Werte bei (14 in Amplitude, 13 in der Form). Auch bei Venenasymmetrien zeigten sich folgende Krankheitsbilder vermehrt auftretend: Epilepsie 54,5%, Commotiones 71,4%, Karotisstenosen 60% und vasomotorische Kopfschmerzen 71,4%.

Bei den Aa. ophthalmicae wurden 25 Personen mit Asymmetrie gefunden. Davon behielten 7 Personen diese Asymmetrie trotz gleichen Wertes bei (6 P. in Form und 5 P. in Amplitude).

Auch hier gehäuft auftretende Krankheiten: Epilepsie 36,3% und vasomotorische Kopfschmerzen 42,8%.

Von den Normalpersonen, allein betrachtet, zeigten 45% (9 P.) an den Karotiden Unterschiede (davon trotz gleichen Wertes 3 P. in Form und 1 P. in Amplitude), 35% (7 P.) an den Venen (wovon 5 trotz gleichen Wertes in Form und 3 in Amplitude verändert waren) und 35% (7 P.) an den Aa. ophthalmicae (wovon 3 in Form und 4 in Amplitude trotz gleichen Wertes verschieden waren). Bei Vergleich mit dem Blutdruck fand sich, daß die Personen mit Asymmetrien überwiegend einen erhöhten Blutdruck aufwiesen.

Die Tatsache, daß trotz gleichen Wertes verschiedene Amplituden auftraten, läßt sich bei kleinen Differenzen durch Meß- oder Auswertungsfehler erklären. Teilweise erscheinen jedoch so große Unterschiede, daß deren Ursache wohl nicht dem Meßvorgang zuzuschreiben sind. Beziehung zwischen Asymmetrieerscheinungen und Alter siehe Fig. 7, Anhang!



Verschiedene Kurvenformen bei gleichem Patient.

Vergleich zwischen Werten und Bildern

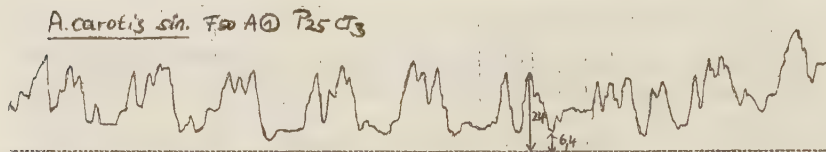
Im allgemeinen entsprechen die Bilder den Werten. Im einzelnen ergab sich bei den Aa. carotides: Von den 188 gemessenen Arterien waren 30,3% unterschiedlich in Wert und Bild, bei etwa folgenden Maßen CT3 1 cm $\hat{=}$ 6-7 cm/sec (meist 6,5), CT2 1 cm $\hat{=}$ 4-5 cm/sec und CT1 1 cm $\hat{=}$ 2 cm/sec. Von diesen 30,3% zeigten 20% für den Wert ein zu niederes Bild. Es ist also zu vermuten, daß für den Maßstab eine etwas zu geringe Spanne gewählt wurde.

Bei den Venen (174 wurden gemessen) differierten 31%. Davon zeigten 18,3% ein zu niederes Bild im Vergleich zum Wert und 12,7% ein zu hohes Bild. Bei den Aa. ophthalmicae differierten 40,8% von 176 gemessenen in Wert und Bild, dabei waren 24,4% im Bild zu niedrig.

Diese relativ hohen Prozentsätze dürften zum Teil folgendermaßen zu erklären sein:

- 1) Die Spanne ist zu gering gewählt.
- 2) Artefakte
- 3) Es wurden immer die höchsten Amplituden ausgemessen.
- 4) Ablesefehler
- 5) Zu wenig differenzierte Skala

Beispiel für höheren Wert als registrierte Amplitude



Stehen die abnormen Werte zu irgendeiner Größe in Beziehung?

Bezüglich abnormer Werte an der linken Arteria carotis traten 14 Fälle auf, bei denen gleichzeitig ein hoher Blutdruck bestand. Auffallend, daß dabei auch (2) Patienten mit Karotisstenosen waren. Es scheint also, daß die der Stenose gegenüberliegende Seite als Ausgleich eine erhöhte Strömungsgeschwindigkeit aufweist. Gleiches sieht man an der rechten Halsschlagader: auch hier bei 12 überhöhten Werten ein Überwiegen von Patienten mit erhöhtem Blutdruck. In den Fällen,

in denen die Aa. carotides einen zu niederen Wert aufwiesen, ist kein so deutliches Überwiegen von Hypotonie festzustellen. Bevorzugte Krankheiten waren Epilepsie (6) und natürlich die Karotisstenose (5). Insgesamt kann man feststellen, daß eher überhöhte Werte auftreten und daß sie bedingt mit dem Blutdruck parallel laufen.

Venae jugulares:

V.j.d.: Auch hier bei überhöhten Werten (15) in den meisten (8) Fällen erhöhter Blutdruck. Häufigere Krankheiten: Commotio (3) und Epilepsie (3). An V.j.s. 17 überhöhte Werte, davon 9 mit erhöhtem Blutdruck. Bevorzugte Krankheiten: Kopfschmerzen (3) und Epilepsie (2). Bei erniedrigten Werten ergab sich für die linke Vene (4) keine klare Beziehung zum Blutdruck (2:2); auf der rechten Seite (4) überwiegt sogar die Anzahl der Personen mit hohem Blutdruck (3). Auffallend ist das Vorkommen von mehreren Tumorfällen.

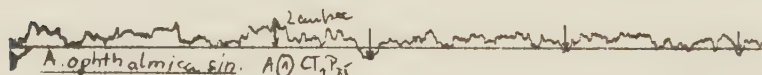
Zuletzt noch eine Darstellung der Verhältnisse an den Aa. ophthalmicae: Auf beiden Seiten zeigte sich für überhöhte Werte (15 li, 16 re) ebenfalls eine Erhöhung des Blutdrucks (10, 11). Die Anzahl von Patienten mit niederer Pulsfrequenz war ebenfalls vermehrt. Häufiger auftretende Krankheiten: Contusio(2), Gefäßprozesse (2) und Tumoren. Zu niedere Werte für die Aa. ophthalmicae traten kaum auf. Dies mag dadurch bedingt sein, daß bei der Messung ein niedriger Wert noch als normal angesehen wurde; jedoch war es in vielen Fällen nicht möglich, höhere Werte zu erhalten.

Wieviele Gefäße betroffen?

Häufiger sind an einer Person mehrere Abnormitäten der Strömungsgeschwindigkeit festzustellen. Das Verhältnis beträgt 29 gegenüber 24 Personen mit Abnormität an nur einem Gefäß. Dabei überwiegen die Fälle (25), bei denen beide gleichartige Gefäße betroffen werden, gefolgt von den Personen (14), bei denen die Abnormitäten mehrere Gefäße scheinbar wahllos betreffen. Nur ein Fall wurde gefunden mit abnormen Werten an allen Gefäßen.

Strömungsumkehr nach poststenotischem Druckabfall bei Karotisstenosen:

Bei vier (von fünf) Personen mit Karotisstenose wurden die Aa. ophthalmicae registriert. Davon zeigten drei eine Strömungsumkehr auf Seite der Stenose. Nur bei einer Person wurde keine Strömungsumkehr entdeckt, jedoch war diese Stenose auch von geringem Ausmaß.



Blutströmungsgeschwindigkeit und Geschlecht

Von den untersuchten Patienten waren 52 männlichen und 28 weiblichen Geschlechts. Es zeigten 75% der Männer Abnormitäten in der Strömungsgeschwindigkeit, während nur 60,7% der Frauen solche aufwiesen. Auffallend, daß bei den weiblichen Patienten kaum erniedrigte Werte gemessen wurden, wohingegen dieser Tatbestand bei den Männern bevorzugt war.

V. DISKUSSION

Ein Vorteil des Ultraschall-Strömungsmessers gegenüber anderen Strömungsmessern besteht darin, daß durch die Verwendung von transcutanen Sonden normalerweise der Blutstrom durch das Gefäß nicht gestört wird, und es möglich ist, entgegen früheren Methoden am uneröffneten Gefäß zu untersuchen. Für die Messung sind keine längeren Vorbereitungen nötig, was ich ebenfalls als einen Vorteil ansehe. Die schwierige Forderung, eine echte Nullstrombasislinie zu erhalten, wurde durch dieses Gerät gut gelöst. Dies bestätigten auch die Versuche anderer Autoren (21, 17). Zwei weitere Vorteile sind die kurzen Meßzeiten, was für akute Situationen in der Klinik sicher nutzbringend sein dürfte, sowie die auch von anderen Autoren geschätzte Möglichkeit der Speicherung der Meßergebnisse durch Kurven- und Tonbandregistrierung (25).

Somit ist es möglich, auch zu späteren Zeitpunkten auf die Untersuchungsergebnisse zurückzugreifen. Das verbindende Kabel zwischen Sonde und Meßgerät mag von größerer Wichtigkeit sein als bisher dargestellt, da bei zu großer Länge falsche, nicht zur Strömung gehörige Signale eingeführt werden. Auch diesem Punkte wurde beim Strömungsmesser von Delalande Rechnung getragen. Inwieweit die quantitativen Ergebnisse zu verwerten sind, ist noch zweifelhaft, doch haben auch andere Autoren an der Arteria carotis und Vena jugularis Werte in unserem Bereich erhalten (4). Die gemessenen Werte beziehen sich stets auf die gleiche Stelle des Gefäßes. Es wäre natürlich denkbar, daß gerade an diesem Punkt eine pathologische oder physiologische Verengung oder Erweiterung des Gefäßes vorhanden ist. Um diesen Punkt mit Sicherheit aufklären zu können, wäre erst eine Methode notwendig, die es gleichzeitig ermöglicht, den Querschnitt des Gefäßes zu bestimmen. Da sich die Messungen aber stets auf die gleiche Stelle beziehen, mögen die Ergebnisse doch einen gewissen Vergleich bieten. W e t t e r e r hat für den Innendurchmesser von Blutgefäßen des Menschen als Mittelwerte angegeben: Aorta 1,3 cm, mittlere Arterie 0,2 cm, Arteriolen $2 \cdot 10^{-3}$ cm, Kapillaren $1 \cdot 10^{-4}$ cm und Vena cava 1,6 cm (24). Bei Kenntnis des jeweiligen Gefäßdurchmessers kann aus der Strömungsgeschwindigkeit, gemäß der Gleichung $\text{Debit} = v \cdot \frac{\pi \cdot D^2}{4} \cdot 60$, das Strömungsvolumen in ml/min berechnet werden (17). Es wäre noch interessant zu untersuchen, inwieweit die Messung von der Intensität des reflektierten Schalles abhängig ist. Die Intensität dürfte zweifellos eine Funktion der Menge der reflektierenden Teilchen sein. Dies aber ließe den Schluß zu, daß bei Anämie oder Polycythämie die Intensität des reflektierten Schalles verändert wäre. Bei Versuchen mit Strömungsmessern der Doppler-Technik fanden F r a n k l i n, R u s h m e r und S c h l e g e l, daß die Gefahr besteht, daß die Schallintensität, die nötig ist, um einen reflektierten Schall am Empfänger aufnehmbar zu machen, Hämolyse zu bewirken vermag (8). Nähere Untersuchungen dazu wurden jedoch noch nicht angestellt.

In der Regel bleibt nur im Bereich der Arteriae carotides (communis, interna, externa) und ophthalmicae die Strömungsgeschwindigkeit während der Diastole größer als Null. Das entspricht einem sehr

geringen Strömungswiderstand stromabwärts (16). Dies wurde durch die Verteilungskurve der Werte für die Arteriae ophthalmicae zwar bestätigt, in der Mehrzahl lagen die Werte jedoch nur knapp über Null, weshalb ich eine Blutströmungsgeschwindigkeit von Null in der Diastole hier nicht unbedingt als pathologisch ansehen möchte. Wie bereits bei den Ergebnissen besprochen, ergab sich in mehreren Fällen eine gewisse Kompensation in $\bar{v}$. Eine Ursache dafür könnte in der Elastizität der Gefäßwand zu suchen sein. Je nach Dehnung unter dem diastolischen oder systolischen Druck wird natürlich der Querschnitt des Gefäßes und damit die Strömungsgeschwindigkeit verändert (Rückstellkraft der Gefäßwand).

Beim Vergleich der Werte mit dem Alter findet sich meist ein variabler Verlauf; in einigen Abschnitten, unter Elimination pathologischer Werte, erkennt man eine leicht abfallende Tendenz. Dies stände mit der allgemeinen physiologischen Altersumwandlung des Gefäßsystems in Einklang. Sie besteht aus einer Zunahme der Wanddicke, Verlängerung des Gefäßrohres, Lumenerweiterung und Dehnbarkeitsabnahme (19). Inwieweit dieser physiologische Prozeß im einzelnen Altersabschnitt fortgeschritten bzw. eingetreten ist, kann nicht geklärt werden. Zudem können pathologische (z.B. durch Arteriosklerose) gegensätzliche Erscheinungen am Gefäßsystem auftreten. Durch solche Überlegungen kann man durchaus den variablen Verlauf erklären.

Sucht man nach Beziehungen zwischen dem Blutdruck und der Strömungsgeschwindigkeit, so muß man auch hier mehrere Faktoren berücksichtigen. Es erfolgt mit steigendem Blutdruck eine Radiusvergrößerung, d.h. eine Querschnittserweiterung, jedoch nimmt mit wachsender Dehnung der Elastizitätsmodul des Wandmaterials im allgemeinen so stark zu, daß sich trotz dieser Radiusvergrößerung die Wellengeschwindigkeit mit Steigerung des Innendrucks erhöht, falls der Kontraktionszustand der glatten Muscularis keine wesentliche Änderung erfährt. Zudem entstehen auch dadurch Schwierigkeiten, da das nicht lineare Dehnungsverhalten der Arterienwand in Umfangs- und in Längsrichtung, sowie die Spannungen der Wand unter dem Innendruck verschieden sind (24). Vergleichen wir damit unsere Meßergebnisse, so könnten wir das Absinken der Strömungsgeschwindigkeit mit dem Blutdruck durch Verringerung der Wellengeschwindig-

keit bei Querschnittsabnahme erklären. Der Blutfluß in den Venae jugulares kommt durch einen arteriellen Restdruck, der nach Überwindung der Widerstandsgefäße verbleibt, und den am zentralen Ende der venösen Strombahn auftretenden Sog zustande (14). Aus der Strömungsgeschwindigkeit in den Venae jugulares läßt sich also auf die Arbeit des Herzens schließen. Da der arterielle Restdruck jedoch die kleinere Beschleunigungskraft darstellt, ist es nicht möglich, eine sichere Beziehung zwischen der Strömungsgeschwindigkeit und dem Blutdruck abzuleiten.

Beziehung zwischen Pulsfrequenz und Strömungsgeschwindigkeit: Im allgemeinen fanden wir einen relativ konstanten Verlauf der Kurven. Bei den Normalpersonen zeigte sich jedoch ein Absinken der Geschwindigkeit ab einer Frequenz von 76. Mit Hilfe der Windkesseltheorie können wir uns einen Zusammenhang erklären. Der Abfall des Druckes, den wir in Form einer Exponentialfunktion berechnen können, ist umso größer, je länger die Pause zwischen den Pulsen ist. Damit sind die Druckschwankungen abhängig von einer Zeitkonstanten $\tau(\text{sec}) = \frac{W}{E}$ (W = Abflußwiderstand des Windkessels). Wenn also die Frequenz sinkt, wird die Pause für den Druckabfall größer (14). Es wäre denkbar, daß diese Zeitunterschiede bei höherer Pulsfrequenz zu gering sind, um merkliche Auswirkungen auf die Blutströmungsgeschwindigkeit zu zeigen.

Auch die Untersuchungen der Strömungszeit im Hirnkreislauf mit Hilfe der Angiographie ergaben keine deutlichen Beziehungen zum Alter oder Geschlecht. Eine Korrelation zum Blutdruck konnte ebenfalls nicht sicher aufgedeckt werden. Es zeigte sich jedoch eine Beziehung zum Herzminutenvolumen. Je niedriger das Herzschlagvolumen war, desto länger war die Zirkulationszeit (10).

Bei der Untersuchung des Symmetrieverhaltens fand sich folgende Variante am häufigsten: A.c.d. > A.c.s., V.j.d. > V.j.s., A.o.d. < A.o.s.. Zwar ist für die rechte A. carotis die Anlaufstrecke bis zum Meßpunkt größer, es treten also mehr Reflexionsstellen für die Puls-welle auf (aber auch die Reibungsstrecke ist damit länger), und für die rechte Vena jugularis ist die Laufstrecke zum Herzen kürzer, also wird sich der Sog deutlicher bemerkbar machen; ob aber diese Gründe aus der Anatomie für das Symmetrieverhalten ausschlaggebend sind, ist zu bezweifeln.

Die registrierten Bilder entsprechen in ihrer Höhe meist den gemessenen Werten. Einer Klärung bedürften noch die verschiedenen Erscheinungsformen der Bilder. Ich habe die Bildtypen mit den verschiedensten Faktoren verglichen. Eine exakte Abhängigkeit ließ sich jedoch nicht darstellen. Daß bei hohem Blutdruck meist ein steiler Anstieg der Kurve zu verzeichnen ist, spricht dafür, daß die höchste Geschwindigkeit im Gefäß schnell erreicht wird. Dies läßt sich mit Hilfe der Windkesseltheorie durch die größere Rückstellkraft der Gefäßwand näherungsweise erklären. Auch die Verschmälerung des Bildes mit steigender Pulszahl ist ein zu erwartendes Ergebnis. Für die verschiedenen Bildformen v.a. bei der A. ophthalmica ließ sich jedoch keine befriedigende Erklärung finden. Trotz gleichen Wertes waren die registrierten Kurven oft recht verschieden. Dies zeigt uns nur, daß die Strömungspulse bei der individuellen physiologischen und pathologischen Beschaffenheit der Gefäße und des Blutes verschieden schnell bzw. langsam ablaufen. Es läßt sich also nur vermuten, daß die Bildformen im Endeffekt von mehreren Faktoren wie Gefäßwandeigenschaften (Elastizitätsmodul, Spannungen usw.), Pulsform, Viskosität des Blutes, Ablagerungen im Lumen, Herzarbeit etc. abhängig sind. Deshalb ist es kaum möglich, abgesehen von Amplituden und evtl. Anstiegssteilheit der Kurven, aus der Bildform sichere Schlüsse zu ziehen. Mit dem Altersumbau der Gefäße läßt sich das gehäufte Auftreten von Asymmetrien mit steigendem Alter erklären. Die Diagramme (Fig.7, Anhang) zeigen das konsequente Ansteigen der Asymmetriefälle mit dem Alter.

Betrachten wir nun Krankheiten, die evtl. mit einer veränderten Blutströmungsgeschwindigkeit einhergehen und vergleichen wir die dazu gefundenen Meßergebnisse!

Einen der interessantesten Fälle im klinischen Bereich stellt in diesem Zusammenhang die Karotisstenose dar. Das zentrale Geschehen der formalen Pathogenese stenosierender Arteriopathien der verschiedensten Ätiologie und Lokalisation ist im Adhäsivwerden vor allem von Thrombozyten an der Gefäßwand zu suchen. Die Progredienz stenosierender und obliterierender Gefäßprozesse ist durch wiederholte Abscheidungen an den Gefäßwänden bedingt (13). Solche Situationen finden wir bevorzugt an bestimmten Stellen

des Arteriensystems, den Prädilektionsorten. Meist sind das durch besondere geometrische Anordnung der Strombahn ausgezeichnete Gefäßabschnitte, nämlich komplizierte Verzweigungen (wie die Karotisgabel) und Krümmungsverläufe der Arterien (15).

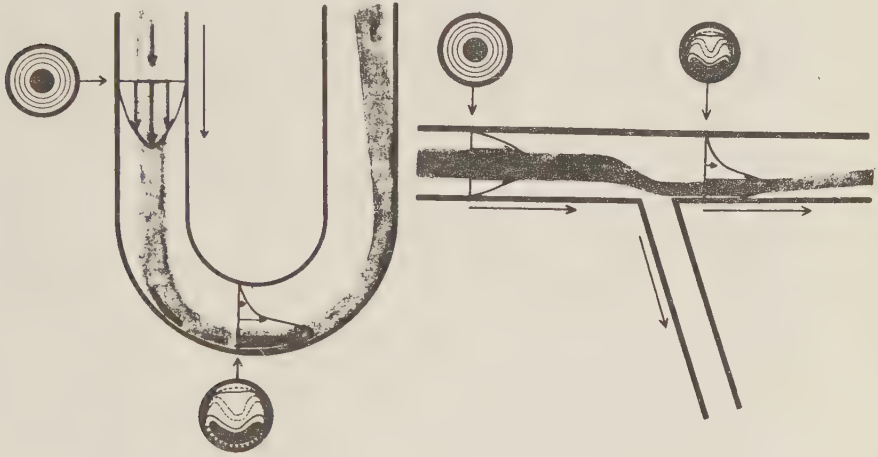


Abb. 5: Deformation des Geschwindigkeits-Paraboloids in Krümmern und Verzweigungen (schematisch). Die aus dem geraden Anlaufrohr kommende, zentrierte Kernströmung (grau) wird gegen die Wand gelenkt. Aus den rotations-symmetrischen Parabelprofilen im Anlaufrohr entstehen Geschwindigkeitsprofile mit einem Wendepunkt. Die auf gleicher Höhe mit den Geschwindigkeitsprofilen eingezeichneten Rohrquerschnitte zeigen die Isotachenverteilung. Exzentrische Isotachenverteilung im Krümmer und unmittelbar hinter der Verzweigungsstelle.

(aus 15)

Mit der asymmetrischen Geschwindigkeitsverteilung in Krümmern und Abzweigungen ist eine asymmetrische Verteilung der senkrecht zur Gefäßwand gerichteten hydrostatischen Drucke verbunden. Die höchsten hydrostatischen Drucke lasten dort auf der Gefäßwand, wo die Strömungsgeschwindigkeit am geringsten ist, also an der Wandfläche gegenüber der Mündung des Seitenastes. Beim Überschreiten der Reynold'schen Zahl treten hier Wirbel auf. Daher bezeichnen wir diese Gebiete mit verminderter Progressivgeschwindigkeit und erhöhtem hydrostatischen Druck als kritische hydraulische Zonen (15). Nach Ablagerungs- oder Infiltrationstheorie kommt es hier zur Entstehung von Thromben, d.h. einer Stenose im Bereich des Gefäßes. Aus solch einer Stenose tritt ein Flüssigkeitsstrahl wie aus einer Düse und

erzeugt stromabwärts Wirbel, die starke Energieverluste zur Folge haben. So kommt es zu einem Druckverlust, der nach B a r t e l und E c k zu berechnen ist als $\Delta p = \frac{1}{2} \rho (\bar{v}_{\text{Stenose}} - \bar{v})^2$ ($\bar{v}$ = über Querschnitt gemittelte Geschwindigkeit stromabwärts von der Stenose) (24).

Vorläufige Berichte einiger Autoren haben uns bereits auf die Nützlichkeit der Ultraschall-Untersuchung auf diesem Gebiet hingewiesen (1). Eine Erhöhung des Strömungswiderstandes, wie an der Stenose, zeigt sich in der Regel durch eine Verminderung oder sogar ein Verschwinden des Gleichströmungsanteils in der Geschwindigkeitskurve der A. carotis. Tatsächlich hat die Strömung die Tendenz in der Diastole Null zu werden, wenn der Widerstand steigt. Gleichzeitig beobachtet man eine Amplitudenabnahme der systolischen Welle (16). Diese Behauptungen stimmen mit den erzielten Ergebnissen überein. Eine interessante Beobachtung ist der begleitende Zuwachs der Strömung auf der Gegenseite (was auch in Bezug auf die Strömungsgeschwindigkeit in drei von fünf Fällen gegeben war). Eine Vergrößerung des aortalen Blutstroms sollte dies erklären, muß aber gemäß Blutdruckaufzeichnungen als eine Erklärung ausgeschlossen werden. Eine sekundäre Erklärung mag die durch Reflex bedingte Vasodilatation sein, welche aber eher eine Geschwindigkeitsabnahme bedingen würde. Es scheint jedoch, daß die contralaterale Zunahme des Blutstroms verbunden ist erstens mit der Zunahme des Flußes durch den Circulus Willisi; zweitens mit dem arteriellen Druckgradienten, errichtet zwischen den beiden Hirnhemisphären. Bilaterale Registrierung des Blutstroms mag also wichtig sein zum Einschätzen der Verbindung zwischen den beiden Arteriengebieten und sie mag so möglicherweise eine Information über die Toleranz des Patienten zum Verschluß geben (2). Die Beurteilung der Arteria ophthalmica ist deswegen von großem Interesse, weil sie über den funktionellen Zustand der Carotis interna von der Aufteilung bis zum Abgang des Ramus ophthalmicus Auskunft gibt. Eine schlechte Carotiszirkulation stellt sich deutlich erkennbar in der Strompulscurve der Arteria ophthalmica dar (siehe Ergebnisse). In besonderen Fällen haben wir gefunden, daß die Stromrichtung, die in der A. ophthalmica registriert wird, von außen nach innen, also umgekehrt ist, d.h. daß ein Nebenweg auf dem Gebiet der äußeren Carotis nach

demjenigen der inneren Carotis durch die Arteria ophthalmica besteht (16). In den vier Fällen von Karotisstenosen, bei denen die Aa.ophthalmicae registriert wurden, fand sich dreimal eine Strömungsumkehr. Mögliche Kompensationsphänomene durch die Jugularisvenen konnte ich nur in einem Fall erkennen.

Inwieweit Beziehungen bestehen zwischen der Blutströmungsgeschwindigkeit und Tumoren, muß noch geklärt werden. Verschiedene Arten von Tumoren haben, allgemein gesprochen, verschiedene Gefäßmuster. So fanden M o n i z, P i n t o und L i m a (1929), daß der Blutfluß durch Meningeome langsamer als im übrigen Gehirn ist. J o h a n s s o n (1954) beobachtete in einigen Fällen von Astrocytomen mit Hilfe der Angiographie erweiterte Zentralarterien, welche er als ein Kriterium für die relativ hohe Vascularisation ansah (10). Es wäre denkbar, daß ein Tumor ein gewisses Hindernis im Kreislauf darstellt, und die Geschwindigkeit in den abfließenden Venen dadurch verringert wird, wie es in drei Fällen beobachtet werden konnte. Das Maß der Geschwindigkeitsverringering wäre dann ein Kriterium für die Vascularisation und damit die Malignität des Tumors. Ist die Geschwindigkeit in den abfließenden Venen hoch, so könnte dies auf arteriovenöse Fisteln innerhalb des Tumors hindeuten, wie man es aus der Angiographie schließen kann, wenn sich die Venen bereits während der arteriellen Phase füllen (10). Diese Vermutungen bedürfen jedoch erst der weiteren Klärung der Zusammenhänge zwischen der Durchblutung eines Tumors und dem übrigen Kreislauf. Ebenfalls unsicher ist die Erklärung der erhöhten Geschwindigkeiten an den Aa. ophthalmicae, wie wir sie in unseren Versuchen beobachtet haben. Sie können kompressionsbedingt, eine Folge der intracraniellen Druckzunahme oder durch andere Faktoren bedingt sein.

Von Kopfschmerzen liegt eine der möglichen Ursachen im vasomotorischen Bereich. In unseren Versuchen fanden wir hohe Werte im Karotis- und Jugularisbereich auf einer Seite, während die andere Seite abnorm niedere Werte zeigte. Die niederen Werte lassen sich zurückführen auf die schmerzhaft Dehnung der empfindlichen Gefäße, was zu einer Zunahme des intra-

craniellen Blutvolumens führt und damit die Ursache von Kopfschmerzen sein kann. Aber auch Vasokonstriktionen, die hohe Werte der Strömungsgeschwindigkeit bedingen, können Gründe für Kopfschmerzen darstellen.

Subarachnoidalblutungen, besonders bei jüngeren Personen, gehen fast immer von Aneurysmata der basalen Hirnarterien aus. Eine Sonderform ist das ophthalmoplegische Aneurysma der Arteria carotis interna auf ihrer Verlaufsstrecke im Sinus cavernosus (12). Bei unseren Personen (Alter 32) fanden sich jeweils hohe Werte im Bereich der Aa. ophthalmicae. Ein Patient wies nach einer Operation eines abgekapselten Hämatoms links parasagittal dennoch an der linken Augenarterie einen hohen Wert für die Strömungsgeschwindigkeit auf. Es bedarf jedoch noch eines exakten Beweises, ob und welcher Zusammenhang zwischen den Aneurysmata und den erhöhten Werten der Aa. ophthalmicae besteht.

Streifen wir nun noch ein Gebiet, das mir für die Zukunft der Doppler-Meßtechnik besonders wichtig erscheint: die Diagnose und Kontrolle von Thrombosen. Bei der Entstehung von Thromben sind maßgeblich drei Faktoren beteiligt: a) Gefäßwandfaktor b) Zirkulationsfaktor und c) der Humoralfaktor (27). Unter diese drei Faktoren fallen natürlich Termini wie Viskosität, Dichte, Lipoidkonzentration, Geometrie der Blutgefäße, Rauigkeit u.a.. Unser Interesse findet vorzugsweise der Zirkulationsfaktor. Welche Strömungsbedingungen müssen erfüllt sein, damit sich Thrombozytenaggregate, Lipide und andere Stoffe an bestimmten Stellen der Intima ablagern? Zwei Bedingungen, Wirbelbildung und Verlangsamung des Blutstroms bewirken vor allem die Entstehung eines Thrombus (27). An den Prädisloktionsorten ist schon bei geringen Strömungsgeschwindigkeiten eine erhöhte Labilität der Strömung und daher ein besonders starker Druckabfall pro Längeneinheit des Achsenfadens zu erwarten. Die freiwerdende Energie wirkt sich im Inneren der Strömung, vor allem aber an der Gefäßwand aus. Feinere histologische und arteriographische Untersuchungen zeigten, daß atherosklerotische Herde und Thrombosen ganz bevorzugt den Teil der Gefäßlichtung einnehmen, in dem die Zonen abgebremster Geschwindigkeit und hoher hydrostatischer Drucke zu erwarten sind (15). Zum Beispiel ist der Teil der Arteria carotis interna unmittelbar

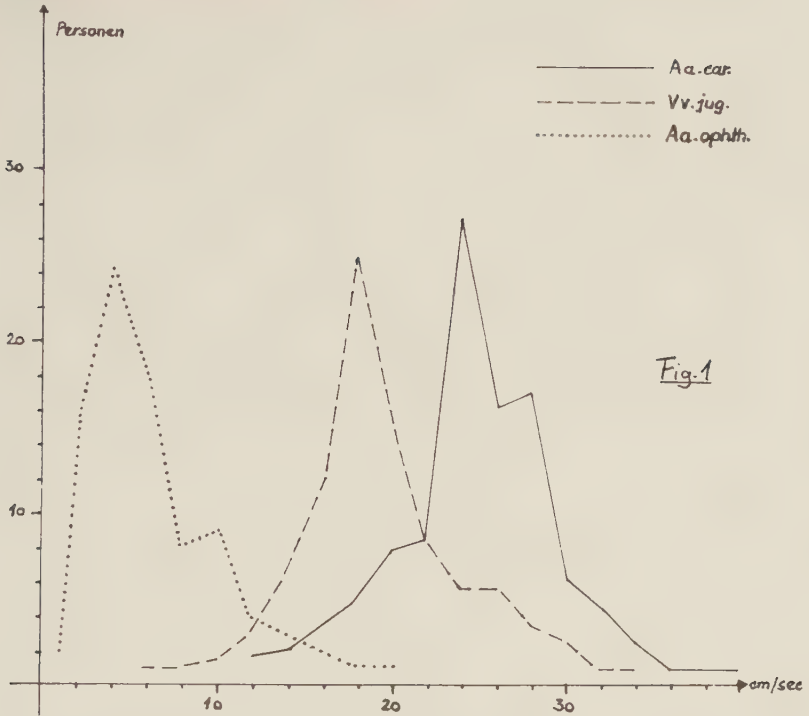
über der Bifurcation, wie H u l t q v i s t (1942) zeigte, ein Prädisilektionsort für die Entstehung von Thrombosen (10). Mit der transcutanen Blutströmungsmessung ist es möglich, die Prädisilektionsorte aufzusuchen und zu überwachen. Gute Ergebnisse bei der Diagnose von tiefen Venenthrombosen mit der Ultraschall-Doppler-Technik konnten E v a n s, C o c k e t t und S p i e s bereits erzielen. Sie beurteilen diese Methode als schnell, einfach, leicht wiederholbar, und die Ergebnisse stimmen vorzüglich überein mit den durch die Phlebographie erzielten (5, 20).

VI. Z U S A M M E N F A S S U N G

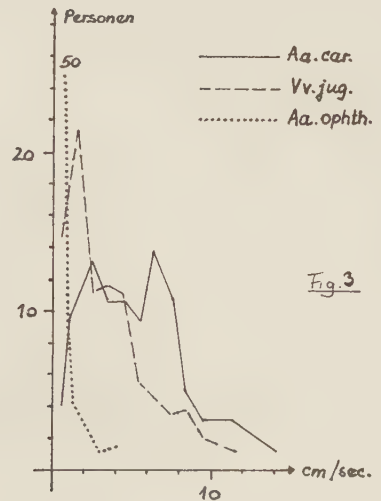
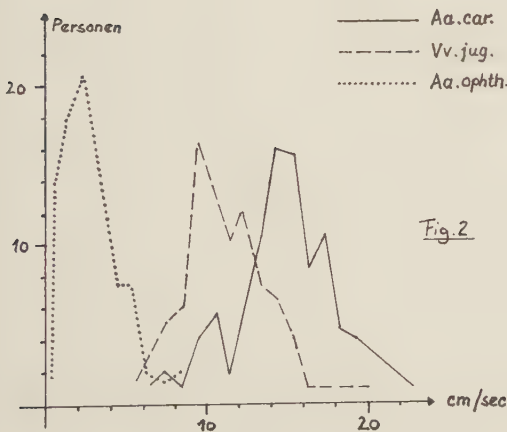
Die Blutströmungsgeschwindigkeit wurde in den Arteriae carotides, Venae jugulares und Arteriae ophthalmicae mit dem richtungsanzeigenden Ultraschall-Strömungsmesser der Firma Delalande gemessen. Untersucht wurden 100 Personen, davon waren 80 Patienten der Neurolog. Klinik in München und 20 gesunde Vergleichspersonen. Die Geschwindigkeit ist in den Karotiden am größten, in den Aa. ophthalmicae am kleinsten. In der Regel bleibt im Bereich der Aa. carotides und ophthalmicae die Strömungsgeschwindigkeit während der Diastole größer als Null, in den Jugularvenen kann sie dagegen auf Null absinken. Die Strömung in den Venen unterliegt starken Schwankungen und man kann drei Arten von Strömungstypen abgrenzen: 1.) Gleichströmung (die Strömungsgeschwindigkeit ist praktisch konstant) 2.) im Atemrhythmus pulsierende Strömung wegen intrathorakaler Drucksenkung bei der Inspiration 3.) im Herzrhythmus pulsierende Strömung. Jede venöse Strömung kann aus der Überlagerung dieser drei Typen entstehen. Bei fünf untersuchten Kranken mit Karotisstenosen fanden sich niedrigere Geschwindigkeiten sowie Strömungsumkehr in den Aa. ophthalmicae auf der erkrankten Seite. Zwischen dem Alter der Patienten und der Blutströmungsgeschwindigkeit ließen sich bei den kleinen Gruppen keine klaren Beziehungen erkennen. Bei hohem Blutdruck war die Strömungsgeschwindigkeit groß, unter RR 150/120 sank

die Geschwindigkeit jedoch ab. Beim Vergleich von Pulsfrequenzen und Strömungsgeschwindigkeiten zeigten sich bei den Normalpersonen niedrige Geschwindigkeiten bei niederen Pulswerten. Beim Auftreten von Asymmetrien ergab sich als häufigste Anordnung: A.c.d.>A.c.s., V.j.d.>V.j.s. und A.o.d.<A.o.s.. Die Häufigkeit von Asymmetrien zeigte bei allen Gefäßen ein Ansteigen mit dem Alter. Die registrierten Kurven stimmten im allgemeinen mit den gemessenen Werten überein. Abnormitäten der Strömungsgeschwindigkeit waren bei männlichen Personen häufiger als bei Frauen.

Anhang



Verteilungskurven der Werte von V_{max} (Fig. 1), $\bar{V}$ (Fig. 2) und V_{min} (Fig. 3)



Anhang

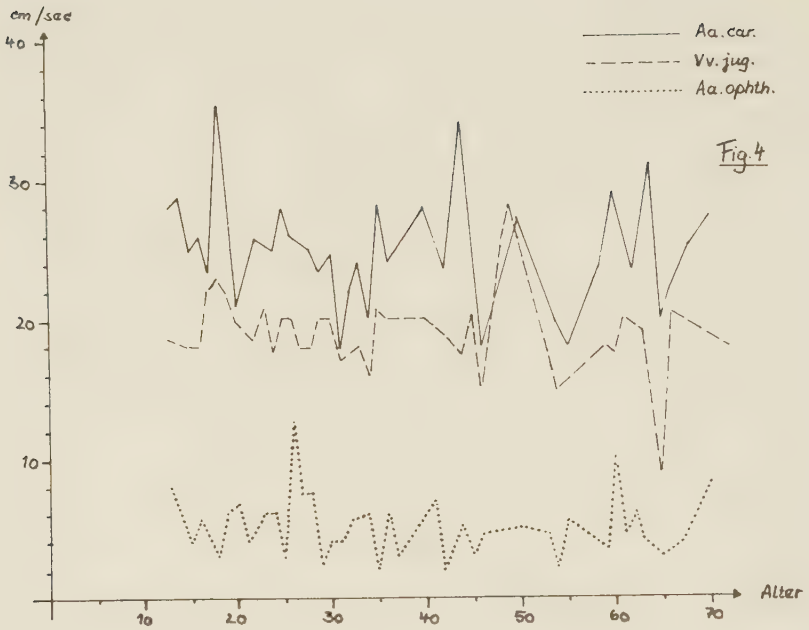


Fig. 4: Werte in Beziehung zum Alter

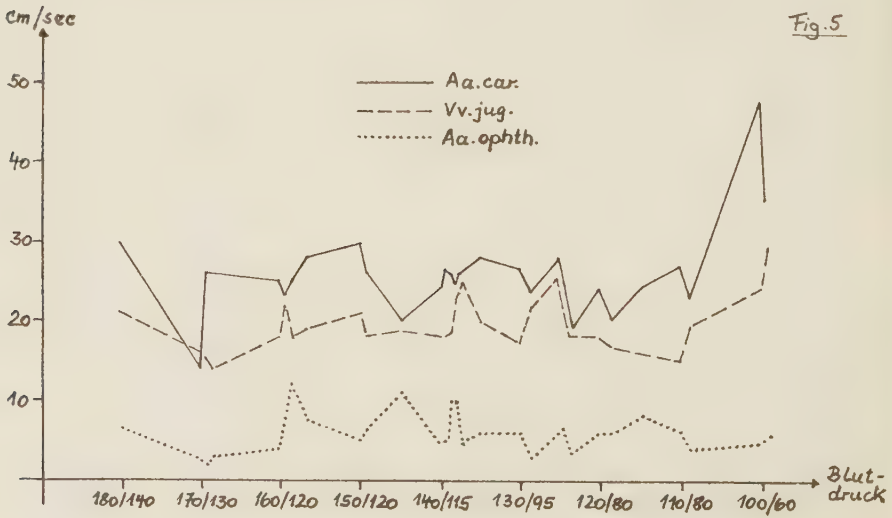


Fig. 5: Werte in Beziehung zum Blutdruck

Anhang

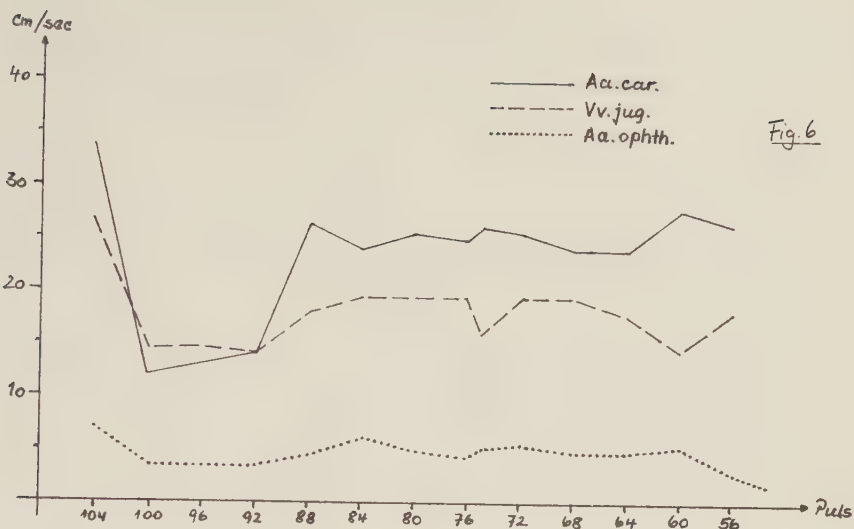


Fig. 6

Fig. 6: Werte in Beziehung zur Pulsfrequenz

Fig. 7: Asymmetriefälle in Beziehung zum Alter

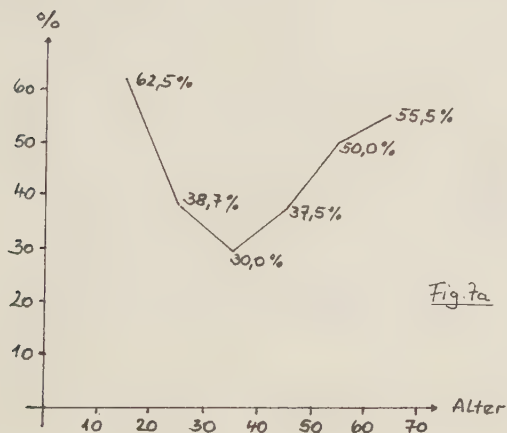


Fig. 7a: Asymmetrien an den Aa.carotides

Fig. 7a

Anhang

Fig.7: Asymmetriefälle in Beziehung zum Alter

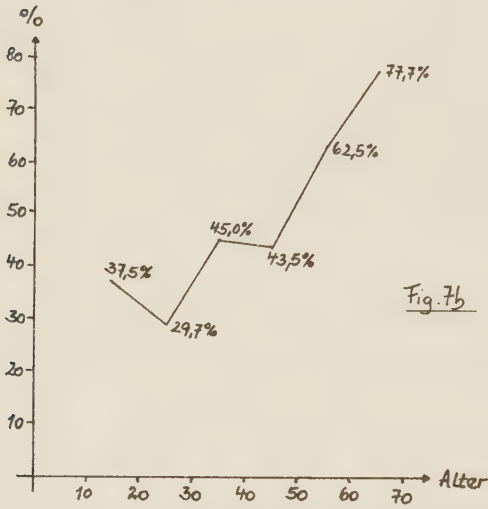


Fig.7b: Asymmetrien an
den Vv.jugulares

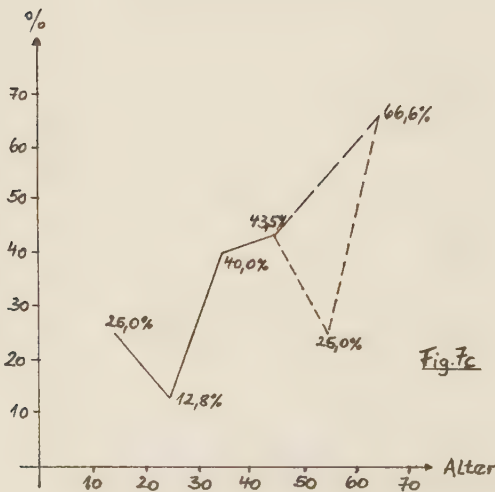


Fig.7c: Asymmetrien an
den Aa.ophtalmica

VII. L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

1. BRINKER, R.A.; LANDISS, D.J.; CROLEY, Th.F.: Detection of Carotid Artery Bifurcation Stenosis by Doppler Ultrasound (Preliminary Report). Journal of Neurosurgery, 143-148, Springfield/111. 1968
2. CAPPELEN, Chr.: New Findings in Blood Flowmetry, Universitäts-forlaget, 1968.
3. CATHIGNOL, D.K.; FOURCADE, C.; GUILLAUD, C.; Goutte, R.; DESCOTES, J.: Description d'un nouveau d bim tre sanguin directionnel à effet Doppler. La Presse Médicale, 189-190, Paris, 1970.
4. CHICHE, P.; KALMANSON, D.; VEYRAT, C.; TOUTAIN, P.: Enregistrement transcutané du flux artériel par fluxmètre directionnel à effet Doppler. Bulletins et Memoires de la Société Médicale des Hopitaux de Paris, 87-95, Paris, 1968.
5. EVANS, D.S.; COCKETT, F.B.: Diagnosis of Deep-vein Thrombosis with an Ultrasonic Doppler Technique. British Medical Journal, 802-804, London, 1969.
6. FLECKENSTEIN, A.: 4. Freiburger Colloquium Kreislaufmessungen. Werk-Verlag Dr. Edmund Banaschewski, 149-186, 164-166.
7. FRANK, O.: Der Ablauf der Strömungsgeschwindigkeit in den Gefäßen. Zeitschrift für Biologie Bd.88, 249-263, J.F. Lehmanns Verlag, München, 1928.
8. FRANKLIN, D.L.; SCHLEGEL, W.; RUSHMER, R.F.: Blood Flow Measured by Doppler Frequency Shift of Back-Scattered Ultrasound. Science N.S. Bd. 134, 564-565, Washington, 1961.
9. FRANKLIN, D.L.; BAKER, D.W.; RUSHMER, R.F.: Pulsed Ultrasonic Transit Time Flowmeter. Ire Transactions on Bio-Medical Electronics, 44-49, Washington, 1961.
10. GREITZ, T.: A Radiologic Study of the Brain Circulation by Rapid Serial Angiography of the Carotid Artery. Stockholm, 1956.
11. HAUGEN, M.G.; FARRALL, W.R.; HERRICK, J.F.; BALDES, E.J.: An Ultrasonic Flowmeter. Proceedings of the National Electronics Conference, 465-471, Chicago, 1955.
12. HEGGLIN, R.: Differentialdiagnose innerer Krankheiten. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1966, 213.

13. HESS, H.: Neue Überlegungen zur Physiopathologie obliterieren-
der Angiopathien. Zeitschrift: Fortschritte der Medizin
Nr. 20/21, 833-838, Verlag Dr. Schwappach & Co, München, 1970.
14. KEIDEL, W.D.: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie. Bau
und Funktion des Gefäßsystems von E. Wetterer 96-135, Georg
Thieme Verlag, Stuttgart, 1967.
15. MÜLLER-MOHNSEN, H.: Pathogenese der Koronarsklerose und
Strömungsmechanik. Münchner Medizinische Wochenschrift
Bd. 16, 604-616, München, 1971.
16. POURCELOT, L.: Application et Interet de l'Examen Ultra-
sonique par Effet Doppler dans le Diagnostic Medical.
Tours, 1970.
17. POURRIAS, B.; RUCH, A.M.: Etude Des Debits Arteriel Et
Veineux Du Chien Au Moyen D'Un Debimetre Ultrasonique
Directionnel. Publication présentée au Congrès de Génie
Biologique et Médical de NANCY, 1969.
18. Richtungsanzeigender Ultraschall-Strömungsmesser, Ge-
brauchsanweisung, Delalande Electronique, S.A.R.L..
19. SCHETTLER, G.: Innere Medizin, Bd. I, 207, Georg Thieme
Verlag, Stuttgart, 1970.
20. SPIES, H.F.: Ultraschall-Doppler-Sonde bei Erkrankungen
im Venensystem, Zeitschrift der R.P.Scherer GmbH Nr. 29,
Eberbach/Baden, 1972.
21. STRANDNESS, D.E.; KENNEDY, J.W.; JUDGE, T.P.; McLEOD, F.D.:
Transcutaneous directional flow detection: A preliminary
report. American Heart Journal Bd. 78, 65-74, Washington, 1969.
22. WESTPHAL, W.H.: Physikalisches Wörterbuch, 250- 251
Berlin, 1952.
23. WETTERER, E.: Eine neue Methode zur Registrierung der
Blutströmungsgeschwindigkeit am uneröffneten Gefäß. Zeit-
schrift für Biologie, Bd. 98, 26-36, J.F. Lehmanns Verlag,
München, 1937.
24. WETTERER, E.; KENNER, Th.: Grundlagen der Dynamik des
Arterienpulses, Springer Verlag, Berlin, 1968.
25. YAO, S.T.; HOBBS, J.T.; IRVINE, W.T.: Pulse Examination by an
Ultrasonic Method. British Medical Journal, 4, 555-557,
London, 1968.

26. ZARNSTORFF, W.C.; CASTILLO, C.A.; CRUMPTON, C.W.: A Phase-Shift Ultrasonic Flowmeter. Ire Transactions on Bio-Medical Electronics, 199-203, Washington, 1962.
27. ZOLLINGER, H.U.: Pathologische Anatomie, Bd.I, 120-121, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1969.

Für die Überlassung des Themas möchte ich
Herrn Prof. J. Kugler recht herzlich
danken. Ebenso gilt mein Dank der
Stadtbücherei Kaufbeuren für die Beschaffung
von Literatur, sowie Herrn R. Holzmann für
die Unterstützung bei statistischen Arbeiten.

LEBENS LAUF

Familiennamen:	Doschek
Vorname:	Dietmar
Geburtsdatum:	11. Oktober 1948
Geburtsort:	Kaufbeuren
Eltern:	Reinhold Doschek, Kaufmann Gertrud Doschek, geb. Hoyer
Volksschule:	Volksschule Frankenhofen 1954-56 Beethoven-Schule Kaufbeuren 1956-58
Höhere Schule:	Hum. Gymnasium Kaufbeuren von September 1958 bis Juli 1967
Studium:	Beginn im WS 1967/68 in München Vorphysikum im WS 1968/69 Physikum im WS 1969/70 Staatsexamen am 22.6.1973 in München

